



Vers la conception d'un système d'optique adaptative pour la photocoagulation laser de la rétine

Jessica Jarosz

► To cite this version:

Jessica Jarosz. Vers la conception d'un système d'optique adaptative pour la photocoagulation laser de la rétine. Optique [physics.optics]. Université Pierre et Marie Curie - Paris VI, 2015. Français. NNT : 2015PA066649 . tel-01359869

HAL Id: tel-01359869

<https://theses.hal.science/tel-01359869>

Submitted on 5 Sep 2016

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

**THÈSE DE DOCTORAT
DE L'UNIVERSITÉ PIERRE ET MARIE CURIE**

Spécialité : Physique

École doctorale : « Physique en Île-de-France »

réalisée

**à ONERA – the French Aerospace Lab
Quantel Medical**

présentée par

Jessica JAROSZ

pour obtenir le grade de :

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ PIERRE ET MARIE CURIE

Sujet de la thèse :

**Vers la conception d'un système d'optique adaptative pour la
photocoagulation laser de la rétine**

soutenue le 1er décembre 2015

devant le jury composé de :

M.	Richard LEGRAS	Rapporteur
M.	Thierry LEPINE	Rapporteur
M.	Claude BOCCARA	Examineur
Mme	Marie GLANC	Examineur
M.	Michel PAQUES	Examineur
M.	Sylvain GIGAN	Directeur
M.	Serge MEIMON	Co-directeur
M.	Christian CHABRIER	Invité

Table des matières

Introduction	15
1 Photocoagulation laser de la rétine et perturbations oculaires	17
1.1 Généralités sur l'œil	17
1.2 Contexte	20
1.2.1 L'œdème maculaire : un problème de santé publique	20
1.2.2 Traitement de l'œdème maculaire	21
1.2.3 Limites des systèmes de photocoagulation actuels	22
Maitrise de la dose laser et apport thérapeutique	22
Confinement de l'impact laser	24
1.3 Description des perturbations	26
1.3.1 Mouvements de fixation	26
1.3.2 Aberrations oculaires	29
Description des aberrations	29
Aberrations statiques	34
Aberrations dynamiques	37
Aberrations chromatiques	38
1.3.3 Bilan	39
1.4 Maitrise des aberrations oculaires grâce à l'Optique Adaptative (OA)	39
1.4.1 Principe de l'OA	40
L'analyseur de surface d'onde Shack-Hartmann	41
Le miroir déformable	41
La commande et le calculateur temps réel	42
1.4.2 Etat de l'art sur les systèmes d'OA pour l'œil	45
Applications de l'OA pour l'œil	45
Premiers systèmes d'OA pour l'œil	45
Vers un dimensionnement optimal des systèmes d'OA pour l'œil	47
Systèmes de chirurgie laser assistés par OA	49
1.4.3 Performances de l'OA pour l'œil	50
Budget d'erreur OA	50
Limitations	54
2 Mise en place d'une étude haute résolution des aberrations dynamiques de l'œil (SCRAT1)	59
2.1 Formulation des objectifs scientifiques de l'étude SCRAT1	60
2.2 Définition des spécifications de l'étude SCRAT1	62
2.2.1 Spécifications sur les performances	62
Conditions de l'expérience	62
Spécifications sur la population	62
Spécification temporelle	62

Spécifications spatiales	62
2.2.2 Spécifications sur le système	63
2.3 Présentation du banc ARTS	63
2.4 Évolutions du banc : de ARTS à SCRAT1	66
2.4.1 Module Injection	66
2.4.2 Module Transport	68
2.4.3 Module ASO	68
2.4.4 Module IPUP	70
2.4.5 Module Œil de référence	70
2.4.6 Module Test	71
2.4.7 Module Acquisition	71
2.5 Définition opto-mécanique du biomètre SCRAT1	73
2.6 Procédure d'alignement du biomètre SCRAT1	75
2.7 Présentation des outils de traitement	80
2.7.1 Réduction des données	80
2.7.2 Calcul des mouvements de pupille	80
Méthode	80
Précision de la méthode	81
2.7.3 Reconstruction du front d'onde oculaire	81
Reconstruction modale sur une pupille circulaire	81
Reconstruction modale sur une pupille suivie	83
Reconstruction modale sur une sous-zone	84
2.8 Établissement du budget d'erreur d'aberrométrie	85
2.9 Caractérisation des sous-systèmes et tests fonctionnels intégrés sur le biomètre SCRAT1	87
2.9.1 Caractérisation des optiques	87
2.9.2 Caractérisation du module Injection	87
2.9.3 Caractérisation du module IPUP	87
2.9.4 Caractérisation du module ASO	90
2.9.5 Test sur œil réel	95
2.10 Mise en œuvre d'une campagne de mesures sur une large population sur le biomètre SCRAT1	96
2.11 Conclusion	99
3 Caractérisation des perturbations oculaires et premières conséquences sur le dimensionnement d'un système d'optique adaptative pour l'œil	101
3.1 Étude des mouvements pupillaires sur la population SCRAT1 et implications sur le dimensionnement d'un dispositif de stabilisation pupillaire : article <i>Biomedical Optics Express</i>	102
3.1.1 Guide de lecture	102
3.1.2 Article	103
3.2 Étude des aberrations oculaires sur la population SCRAT1 et implications sur le dimensionnement d'un système d'OA pour l'œil : article <i>Biomedical Optics Express</i>	113
3.2.1 Guide de lecture	113
3.2.2 Article	113
3.2.3 Compléments sur les calculs de bruit de mesure ASO	134
Reformulation des formules de bruit de Rousset	134
Estimation du bruit de mesure expérimental sur la population SCRAT1	134
3.2.4 Compléments sur la description des aberrations dynamiques	136

3.3	Étude de l'impact des mouvements oculaires dans la dynamique des aberrations sur la population SCRAT1	154
3.3.1	Mise en évidence qualitative d'une corrélation entre mouvements pupillaires et aberrations dynamiques	154
3.3.2	Évaluation de la contribution des mouvements pupillaires dans la dynamique des aberrations	158
	Impact du décentrement pupillaire sur la mesure des aberrations	158
	Retour sur les exemples du 3.3.1	161
	Étude statistique sur la population SCRAT1	166
3.3.3	Bilan	166
3.4	Conclusion	167
4	Vers le dimensionnement d'un système d'optique adaptative pour la photocoagulation laser de la rétine	169
4.1	Définition du cahier des charges	170
4.1.1	Taille de l'impact laser	170
4.1.2	Système laser	171
4.2	Étude de l'effet des aberrations oculaires sur la focalisation laser	171
4.2.1	Retour sur le cahier des charges : focalisation à travers un œil parfait	172
4.2.2	Évolution de l'extension de l'impact laser avec le niveau d'aberrations	174
	Illustration sur un œil typique de la population SCRAT1	174
	Taille de l'impact laser sur la population SCRAT1	177
4.2.3	Évolution de l'erreur de positionnement axial de l'impact laser avec le niveau de défocus	177
	Lien entre erreur de positionnement axial et niveau de défocus	177
	Erreur de positionnement axial liée aux micro-accommodations du cristallin	179
4.3	Premiers éléments de dimensionnement du système d'OA pour la photocoagulation laser de la rétine	179
4.4	Conclusion	182
5	Réalisation d'un banc de test d'optique adaptative (SCRAT2)	183
5.1	Formulation des objectifs scientifiques du banc SCRAT2	184
5.2	Définition des spécifications haut niveau du banc SCRAT2	185
5.2.1	Spécifications sur les performances	185
5.2.2	Spécifications sur le système	186
	Architecture globale	186
	Module Fixation	188
	Module Injection	188
	Module Analyse	190
	Module Correction	191
	Module Contrôle	191
5.3	Étude de faisabilité du banc SCRAT2	191
5.3.1	Budget d'erreur OA	191
5.3.2	Budget de photons	192
	Puissance limite et normes de sécurité oculaire	192
	Rapport signal à bruit	195
5.4	Définition du banc SCRAT2	198
5.4.1	Définition opto-mécanique	198
5.4.2	Module Injection	199
5.4.3	Module Correction et Transport	201

Sous-module Miroir Déformable (DM)	201
Sous-module Stabilisation Pupillaire (PTTM)	202
5.4.4 Module Analyse	202
Sous-module Imagerie Pupillaire (IPUP)	202
Sous-module Analyse de Surface d'Onde (ASO)	202
Sous-module Imagerie Rétinienne (IRET)	202
5.4.5 Module Contrôle : Calculateur temps Réel (RTC)	203
5.4.6 Module Œil de référence	203
5.4.7 Module Œil de diagnostic	203
5.4.8 Module Fixation	203
5.5 Mise en œuvre et premiers tests sur le banc SCRAT2	203
5.5.1 Performances sur la phase statique : PSF en boucle fermée	204
5.5.2 Performances sur la phase dynamique : fonction de transfert de réjection à 60 Hz	205
5.5.3 Performances sur œil : premières images de rétine	205
5.6 Conclusion	207
Conclusion et perspectives	209
A Nomenclature des défauts de vision	213
A.1 Défauts de vision et prescription ophtalmique	213
A.2 Description des aberrations sur la base des polynômes de Zernike	215
B Dynamique de l'ASO	219
B.1 Définition de la dynamique de l'ASO et condition sur le défocus	219
B.2 Cas où le spot ASO est limité par la diffraction de la sous-pupille	220
B.3 Cas où le spot ASO n'est pas limité par la diffraction de la sous-pupille	221
B.3.1 Calcul de la taille de la tache ASO à l'aller pour un œil présentant un défaut de sphère pur	221
B.3.2 Calcul de la taille de la tache ASO au retour pour un œil présentant un défaut de sphère pur vu à l'aller et au retour	221
B.3.3 Condition sur le défocus	222
C Éléments constitutifs du biomètre SCRAT1	223
D Caractérisation des caméras	225
D.1 Caractérisation du gain et du bruit de lecture	225
D.2 Caractérisation du gain de la caméra Andor	226
D.3 Caractérisation du gain de la caméra PCO	226
E Éléments constitutifs du banc SCRAT2	229
E.1 Sources	229
E.2 Optiques	230
E.3 Diaphragmes	231
E.4 Caméras	231

Table des figures

1.1	Coupe horizontale de l'œil.	18
1.2	Coupe axiale de la rétine.	18
1.3	Fond d'œil et densité des photorécepteurs et des cellules ganglionnaires en fonction du champ.	19
1.4	Modèle d'œil réduit proposé par Emsley.	20
1.5	Photographie du fond de l'œil et coupe OCT montrant un macro-anévrisme.	21
1.6	Absorption des différents chromophores de la rétine.	22
1.7	La photocoagulation laser de la rétine aujourd'hui.	22
1.8	Tests de dosage de la puissance du laser de photocoagulation.	23
1.9	Localisation des cibles thérapeutiques du laser de photocoagulation dans la rétine. . . .	24
1.10	Impact laser au niveau d'un macro-anévrisme (actuel/idéal).	25
1.11	Effet Troxler.	27
1.12	Muscles oculomoteurs.	27
1.13	Mouvements de fixation.	28
1.14	Exemple de mouvements de pupille.	28
1.15	Oscillations du cristallin et de la pupille suite à une saccade.	29
1.16	Front d'onde aberrant.	30
1.17	Les quinze premiers polynômes de Zernike.	31
1.18	Comparaison de la PSF d'un œil typique et de la PSF d'un œil parfait.	33
1.19	PSF correspondant aux quinze premiers modes de Zernike.	33
1.20	Définition du rapport de Strehl.	34
1.21	Répartition des défauts du second ordre dans la population.	35
1.22	Répartition de la variance spatiale entre les différents ordres radiaux.	35
1.23	Répartition des aberrations de hauts ordres dans la population.	36
1.24	Évolution du niveau d'aberration avec l'âge.	36
1.25	Évolution du niveau d'aberration avec le champ.	37
1.26	Exemple de caractérisation des aberrations dynamiques.	38
1.27	Aberration chromatique longitudinale de l'œil.	39
1.28	Principe de l'OA pour l'imagerie.	40
1.29	Principe de fonctionnement de l'analyseur de surface d'onde de Shack-Hartmann.	41
1.30	Chronogramme d'une boucle d'OA classique à deux trames de retard.	43
1.31	Schéma bloc d'un système d'OA en boucle fermée.	43
1.32	Exemple de fonction de transfert de réjection pour un système à 2 trames de retard. . . .	44
1.33	Fonction de transfert de réjection obtenue par Hofer <i>et al.</i>	46
1.34	Évolution du rapport de Strehl avec le nombre d'actionneurs.	48
1.35	Principe du système de photocoagulation laser assisté par OA.	50
1.36	Œil artificiel proposé par Matthias <i>et al.</i>	51
1.37	Traitement d'une membrane épi-rétiniennes par chirurgie au laser femto-seconde assistée par OA et OCT sur un œil artificiel.	51

1.38	Formation de la source ASO dans la rétine.	54
1.39	Absorption et transmission spectrale des différents milieux oculaires.	55
1.40	Analyse du flux renvoyé par l'œil.	56
1.41	Réflectance spectrale de la fovéa.	57
2.1	Schéma descriptif du banc ARTS.	65
2.2	Architecture globale du biomètre SCRAT1 intégré au banc ARTS.	66
2.3	Description du diaphragme annulaire permettant de filtrer les réflexions spéculaires sur la cornée au niveau des instruments d'analyse.	67
2.4	Schéma descriptif de la voie ASO de SCRAT1 comportant un système de transfert de plan focal image.	69
2.5	Évolution de la dynamique de l'ASO en fonction du nombre de pixels utilisé pour l'analyse de surface d'onde.	70
2.6	Schéma matériel décrivant le système d'acquisition mis en œuvre sur SCRAT1.	71
2.7	Schéma descriptif du biomètre SCRAT1.	74
2.8	Formation image et formation pupille sur le biomètre SCRAT1.	76
2.9	Alignement de l'ASO.	77
2.10	Alignement des différentes voies autour de la lame séparatrice.	78
2.11	Photo du biomètre SCRAT1.	79
2.12	Couple d'images IPUP et ASO acquises sur l'œil de référence avec le biomètre SCRAT1.	79
2.13	Binarisation d'une image enregistrée avec le module IPUP.	80
2.14	Carte d'intensité par sous-pupille obtenue sur l'ASO.	81
2.15	Schéma illustrant un mouvement de la pupille d'analyse sur la grille de sous-pupilles.	83
2.16	Exemple de définition de la pupille d'analyse par rapport à la pupille de l'œil.	84
2.17	Évaluation de l'erreur de reconstruction pour une pupille d'analyse incluse strictement dans la pupille d'œil.	85
2.18	Images pupillaires de l'œil de référence acquises avec la caméra pupillaire.	88
2.19	Mouvements typiques mesurés sur l'œil de référence.	90
2.20	Mesure d'une série de déplacements pupillaires calibrés sur le module IPUP.	91
2.21	Images Shack-Hartmann acquises sur l'œil de référence.	91
2.22	Spectre temporel typique de déplacement du spot ASO mesuré sur une sous-pupille sur l'œil de référence sur une séquence de 20 s.	93
2.23	Introduction d'un défocus sur l'œil de référence en éloignant la source ASO du plan focal objet de la lentille de référence.	94
2.24	Sphère obtenue avec le module ASO de SCRAT1 à partir de la mesure du coefficient de défocus a_4 pour une série de déplacements axiaux calibrés de la source ASO sur l'œil de référence.	94
2.25	Couple d'images acquises sur l'œil réel testé avec le biomètre SCRAT1.	95
2.26	Coupe d'un spot SH acquis sur œil réel.	95
2.27	Séries temporelles de mouvements et d'aberrations calculées sur l'œil testé.	96
2.28	Recrutement des volontaires.	98
2.29	Age de la population étudiée sur SCRAT1.	98
2.30	Amétropie de la population étudiée sur SCRAT1.	98
3.1	Erreur de bruit de mesure observée sur la sous-population SCRAT1 de 50 yeux.	135
3.2	Surface à mi-hauteur du spot Shack-Hartmann sur la sous-population SCRAT1 de 50 yeux.	135
3.3	Aberrations dynamiques de l'œil 3.	137
3.4	Aberrations dynamiques de l'œil 4.	137
3.5	Aberrations dynamiques de l'œil 5.	137
3.6	Aberrations dynamiques de l'œil 6.	138

3.7	Aberrations dynamiques de l'œil 7.	138
3.8	Aberrations dynamiques de l'œil 8.	138
3.9	Aberrations dynamiques de l'œil 9.	139
3.10	Aberrations dynamiques de l'œil 10.	139
3.11	Aberrations dynamiques de l'œil 13.	139
3.12	Aberrations dynamiques de l'œil 14.	140
3.13	Aberrations dynamiques de l'œil 15.	140
3.14	Aberrations dynamiques de l'œil 16.	140
3.15	Aberrations dynamiques de l'œil 17.	141
3.16	Aberrations dynamiques de l'œil 18.	141
3.17	Aberrations dynamiques de l'œil 21.	141
3.18	Aberrations dynamiques de l'œil 22.	142
3.19	Aberrations dynamiques de l'œil 23.	142
3.20	Aberrations dynamiques de l'œil 24.	142
3.21	Aberrations dynamiques de l'œil 27.	143
3.22	Aberrations dynamiques de l'œil 30.	143
3.23	Aberrations dynamiques de l'œil 32.	143
3.24	Aberrations dynamiques de l'œil 33.	144
3.25	Aberrations dynamiques de l'œil 35.	144
3.26	Aberrations dynamiques de l'œil 37.	144
3.27	Aberrations dynamiques de l'œil 38.	145
3.28	Aberrations dynamiques de l'œil 39.	145
3.29	Aberrations dynamiques de l'œil 40.	145
3.30	Aberrations dynamiques de l'œil 41.	146
3.31	Aberrations dynamiques de l'œil 42.	146
3.32	Aberrations dynamiques de l'œil 43.	146
3.33	Aberrations dynamiques de l'œil 46.	147
3.34	Aberrations dynamiques de l'œil 47.	147
3.35	Aberrations dynamiques de l'œil 48.	147
3.36	Aberrations dynamiques de l'œil 49.	148
3.37	Aberrations dynamiques de l'œil 50.	148
3.38	Aberrations dynamiques de l'œil 51.	148
3.39	Aberrations dynamiques de l'œil 52.	149
3.40	Aberrations dynamiques de l'œil 53.	149
3.41	Aberrations dynamiques de l'œil 54.	149
3.42	Aberrations dynamiques de l'œil 57.	150
3.43	Aberrations dynamiques de l'œil 58.	150
3.44	Aberrations dynamiques de l'œil 59.	150
3.45	Aberrations dynamiques de l'œil 60.	151
3.46	Aberrations dynamiques de l'œil 61.	151
3.47	Aberrations dynamiques de l'œil 62.	151
3.48	Aberrations dynamiques de l'œil 64.	152
3.49	Aberrations dynamiques de l'œil 65.	152
3.50	Aberrations dynamiques de l'œil 66.	152
3.51	Aberrations dynamiques de l'œil 68.	153
3.52	Aberrations dynamiques de l'œil 69.	153
3.53	Mise en évidence d'une corrélation entre mouvements pupillaires et aberrations dynamiques sur les yeux 18 et 61.	155

3.54	Mise en évidence d'une corrélation entre mouvements pupillaires et aberrations dynamiques sur les yeux 53 et 54.	156
3.55	Mise en évidence d'une corrélation entre mouvements pupillaires et aberrations dynamiques sur les yeux 46 et 47.	157
3.56	Définition de la pupille d'analyse en l'absence de suivi pupillaire.	158
3.57	Effet d'un décentrement horizontal de la pupille sur une aberration sphérique pure.	158
3.58	Aberrations de hauts ordres de la sous-population SCRAT1 de 50 yeux mesurées sur le biomètre SCRAT1.	159
3.59	Amplitude PV des mouvements pupillaires de la population SCRAT1.	160
3.60	Comparaison sur un exemple des aberrations dynamiques mesurées avec les aberrations dynamiques simulées à partir de la phase statique et des mouvements pupillaires observés.	160
3.61	Définition de la pupille d'analyse dans le cas du suivi pupillaire.	161
3.62	Comparaison sur un exemple des aberrations dynamiques mesurées avec suivi pupillaire, sans suivi pupillaire et des aberrations dynamiques simulées à partir de la phase statique et des mouvements pupillaires observés.	162
3.63	Aberrations dynamiques de l'œil 18 sans suivi et avec suivi.	163
3.64	Aberrations dynamiques de l'œil 53 sans suivi et avec suivi.	164
3.65	Aberrations dynamiques de l'œil 46 sans suivi et avec suivi.	165
3.66	Effet de la correction des mouvements de pupille horizontaux et verticaux sur l'amplitude des aberrations dynamiques.	166
4.1	Exigence sur l'extension axiale de l'impact laser.	171
4.2	PSF2D (x/y) d'un système parfait à ouverture circulaire.	173
4.3	Coupe axiale 2D de la PSF3D d'un système parfait à ouverture circulaire.	173
4.4	FWHM de la PSF3D de l'œil parfait en fonction du diamètre pupillaire choisi.	174
4.5	PSF2D (x/y) d'un œil typique.	175
4.6	Extension latérale de la tache focale d'un œil typique.	175
4.7	Coupe axiale 2D (x/z) de la PSF3D d'un œil typique.	176
4.8	Extension axiale de la tache focale d'un œil typique.	176
4.9	Extension axiale de la tache focale des yeux de la sous-population SCRAT1 de 50 yeux obtenue sans correction des aberrations.	177
4.10	Focalisation d'un faisceau dans l'œil et déplacement axial de la tache focale engendré par un défaut de mise au point de l'œil de type défocus.	178
4.11	Amplitude PV de l'évolution temporelle du défocus sur la sous-population SCRAT1.	179
4.12	Extension axiale de la tache focale des yeux de la sous-population SCRAT1 de 50 yeux obtenue après correction suivant la fréquence d'échantillonnage.	180
4.13	Séries temporelles d'aberrations et de Strehl obtenues sur l'œil 46 avec une correction dynamique des aberrations à 47 Hz.	181
4.14	Séries temporelles de FWHM axiale obtenues sur l'œil 46 avec OA pour différentes fréquences de boucle.	182
5.1	Architecture globale du banc SCRAT2. Mise en évidence des fonctions des différents modules et des différents flux.	189
5.2	Puissances maximales accessibles pour les sources ASO et RET en fonction du point de fonctionnement pour une surface illuminée sur la cornée de 0.43 cm^2 , sur la rétine de 0.0081 cm^2 avec la source RET et ponctuelle avec la source ASO.	195
5.3	Analyse de la transmission sur SCRAT2.	196
5.4	RSB obtenu en fonction du point de fonctionnement pour une surface illuminée sur la cornée de 0.43 cm^2 , sur la rétine de 0.0081 cm^2 avec la source RET et ponctuelle avec la source ASO.	198

5.5	Schéma optique du banc SCRAT2.	200
5.6	Photo du banc SCRAT2.	204
5.7	PSF acquise sur SCRAT2.	205
5.8	Fonction de transfert de réjection obtenue sur SCRAT2.	206
5.9	Image de la rétine sur 2° de champ à 2° d'excentricité vers le nez sur l'œil gauche. . . .	206
A.1	Conventions utilisées pour désigner le cylindre et l'angle d'un verre cylindrique.	214
A.2	Les quinze premiers polynômes de Zernike ordonnés selon la convention Noll.	216
A.3	Les quinze premiers polynômes de Zernike ordonnés selon la convention ANSI.	217
B.1	Formation du spot ASO dans le champ de la sous-pupille.	219
B.2	Formation de la source ASO par focalisation d'un faisceau à travers l'œil.	221
B.3	Formation des spots ASO au foyer des microlentilles.	222
D.1	Caractérisation du gain de la caméra Andor.	226
D.2	Caractérisation du gain de la caméra PCO.	227
E.1	Spectres des sources du banc SCRAT2.	229

Liste des tableaux

1.1	Liste des études temporelles des aberrations recensées au début de la thèse.	38
1.2	Nombre d'actionneurs requis pour atteindre un rapport de Strehl de 80 %.	48
1.3	Course des actionneurs requise pour corriger 95 % de la population.	49
2.1	Caractéristiques des modules d'analyse du banc ARTS.	64
2.2	Caractéristiques des modules d'analyse du biomètre SCRAT1.	73
2.3	Diamètre des trous pupille utilisés pour les caractérisations et calibrations.	88
2.4	Grandissements pupillaires et ellipticités au niveau du module IPUP.	88
2.5	Grandissements pupillaires et ellipticités au niveau du module ASO.	91
5.1	Éclairements énergétiques maximaux permis au niveau des différents milieux oculaires, d'après la norme ISO 15004-2 (2007).	193
C.1	Caractéristiques des éléments du biomètre SCRAT1.	224
E.1	Caractéristiques des sources du banc SCRAT2.	229
E.2	Caractéristiques des optiques du banc SCRAT2.	231
E.3	Caractéristiques des diaphragmes du banc SCRAT2.	231
E.4	Caractéristiques des caméras du banc SCRAT2.	231

Acronymes et abréviations

Abréviation	Signification
ASO / WFS	Analyse de Surface d'onde / <i>WaveFront Sensing</i> Analyseur de Surface d'onde / <i>WaveFront Sensor</i>
ADU	<i>Analog to Digital Unit</i>
AFNOR	Association Française de NORmalisation
EMP	Exposition Maximale Permise
DM	Miroir déformable / <i>Deformable Mirror</i>
FIO	Ophtalmoscope à illumination plein champ / <i>Flood Illumination Ophtalmoscope</i>
HOA	Aberrations de hauts ordres / <i>Higher-Order Aberrations</i>
IR	InfraRouge
NIR	<i>Near InfraRed</i>
OA	Optique Adaptative
OCT	Tomographie Optique Cohérente / <i>Optical Coherence Tomographie</i>
PFI	Plan Focal Image
PTTM	Miroir de tip-tilt de stabilisation pupillaire / <i>Pupil Tip Tilt Mirror</i>
PSF	Fonction d'étalement du point / <i>Point Spread Function</i>
PV	<i>Peak-to-Valley</i>
RCB / CNR	Rapport Contraste à Bruit / <i>Contrast to Noise Ratio</i>
RPE	Epithélium pigmentaire de la rétine <i>Retinal Pigment Epithelium</i>
RMS	<i>Root-Mean-Square</i>
RON	Bruit de lecture / <i>Read-Out-Noise</i>
RSB / SNR	Rapport Signal à Bruit / <i>Signal to Noise Ratio</i>
RTC	Calculateur temps réel / <i>Real Time Calculator</i>
SLO	Ophtalmoscope à balayage laser <i>Scanning Laser Ophtalmoscope</i>
SCRAT	<i>Sensing and Correction of Ocular Aberrations</i>
VIS	Visible

Introduction générale

L'œdème maculaire est l'une des premières causes de malvoyance et de cécité en occident. On le retrouve dans différentes affections oculaires, la principale étant la rétinopathie diabétique, une pathologie qui touche les vaisseaux sanguins de la rétine. Sur les 250 millions de personnes atteintes de diabète dans le monde, un tiers présenterait des signes de rétinopathie diabétique et parmi eux, un tiers aurait une forme sévère de la maladie [Massin *et al.*, 2014]. Le traitement de référence de l'œdème maculaire est la photocoagulation par laser. Il s'agit de cibler avec un laser de photocoagulation la zone pathologique de la rétine dans le but de la cautériser ou de la stimuler.

Cependant, le traitement actuel au laser de photocoagulation présente des limitations majeures. En effet, les systèmes proposés ne permettent pas d'assurer que le point d'impact effectif du laser corresponde bien à la cible thérapeutique visée et ne permettent pas d'empêcher un certain degré de lésion des tissus sains adjacents à la zone ciblée. Tout d'abord, les systèmes actuels n'offrent aucun contrôle de la position de l'impact laser dans la rétine, bien que l'œil soit constamment en mouvement, même en fixation [Martinez-Conde *et al.*, 2004], et bien que l'œil subisse des variations de focus importantes au cours du temps [Charman et Heron, 1988]. D'autre part, la tache focale des systèmes laser actuels s'étale axialement sur environ $300\text{ }\mu\text{m}$, c'est-à-dire sur toute la profondeur de la rétine. Par suite, les systèmes actuels n'offrent aucun confinement de l'impact laser, alors que les médecins souhaiteraient pouvoir disposer d'un confinement dans un cube de $70\text{ }\mu\text{m}$ de côté pour épargner les tissus sains environnant les cibles pathologiques. Cette incapacité à confiner l'impact laser est inhérente aux systèmes laser actuels qui possèdent une faible ouverture optique, l'extension axiale de la tache focale étant directement reliée au carré de l'inverse de l'ouverture numérique. Il faut augmenter l'ouverture optique pour accéder à un confinement axial plus strict, mais ce n'est pas suffisant car le confinement est alors limité par les défauts optiques de l'œil qui dégradent la qualité de focalisation. Les défauts optiques, ou aberrations, ne peuvent pas être corrigés par de simples lunettes, car ils ne se résument pas à de la myopie, de l'hypermétropie ou de l'astigmatisme. Ils sont en effet bien plus complexes et en outre évolutifs au cours du temps.

Par conséquent, une correction en temps réel des aberrations de l'œil s'impose pour avoir à tout instant une maîtrise de la localisation en profondeur et du confinement axial de l'impact laser dans la rétine. L'optique adaptative héritée de Babcock [Babcock, 1953] et de l'astronomie [Rousset *et al.*, 1990] est utilisée depuis maintenant une vingtaine d'année pour corriger les aberrations oculaires, le premier système corrigeant les aberrations de hauts ordres monté par Liang *et al.* datant de 1997 [Liang *et al.*, 1997]. Cette technique consiste à corriger les aberrations oculaires sur la base d'une analyse en temps réel du front d'onde oculaire, dont le contenu fréquentiel s'étendrait sur plusieurs dizaines de Hertz [Diaz-Santana *et al.*, 2003, Nirmaier *et al.*, 2003]. C'est une technique éprouvée dans le domaine de l'imagerie haute résolution de la rétine, les systèmes les plus résolus permettant de résoudre les bâtonnets de la rétine dont le diamètre typique se situe autour de $2\text{ }\mu\text{m}$ [Dubra *et al.*, 2011], mais qui n'est quasiment pas mise en œuvre pour des applications thérapeutiques. Or, l'optique adaptative profiterait aux systèmes de photocoagulation laser. Néanmoins, le coût et la complexité des systèmes d'optique adaptative freinent les développements industriels de systèmes médicaux et la robustesse

des systèmes d'optique adaptative, encore fragile comme pointé par Evans *et al.* [Evans *et al.*, 2009], doit encore être améliorée pour satisfaire aux exigences du thérapeutique. Il est en effet primordial que le système d'optique adaptative assistant le laser de photocoagulation fonctionne à chaque tir sans exceptions, c'est-à-dire quelles que soient les aberrations du patient au moment de l'intervention, sinon les tissus sains sont exposés au risque d'être endommagés et par la même l'acuité visuelle d'être dégradée irrémédiablement. Pour arriver à de telles performances et faire les bons compromis sur le design, la réalisation du système d'optique adaptative doit s'appuyer sur une solide connaissance des aberrations oculaires à corriger, aussi bien de leurs caractéristiques spatio-temporelles que de leurs origines. Plusieurs campagnes de grande ampleur ont permis de dresser un modèle des aberrations statiques de hauts ordres de l'œil, citons notamment les études de Porter *et al.* [Porter *et al.*, 2001] et de Thibos *et al.* [Thibos *et al.*, 2002b]. En revanche, les travaux sur la caractérisation des aberrations dynamiques sont plus discrets. Du reste, si les contributeurs principaux impliqués dans la dynamique des aberrations, à savoir les micro-accommodations, l'écoulement du film lacrymal et les mouvements oculaires, ont été identifiés, la contribution respective de chacun de ces facteurs reste discutée, en particulier celle des mouvements oculaires, ce qui n'aide pas la tâche d'optimisation des systèmes d'optique adaptative pour l'œil.

La finalité de la thèse est de guider le développement ultérieur d'un système d'optique adaptative médical visant à assister un système de photocoagulation laser de la rétine. Pour cela, nous distinguons plusieurs objectifs intermédiaires : mener une caractérisation haute résolution des aberrations dynamiques de l'œil sur une large population ; sur la base de cette étude, donner les premiers éléments de dimensionnement d'un système d'optique adaptative pour la photocoagulation laser ; mettre en œuvre un banc de test d'optique adaptative pour l'œil dans le but de valider expérimentalement les choix de conception faits.

Ce mémoire est organisé en 5 chapitres.

Le chapitre 1 est un chapitre d'introduction. D'abord, nous exposons le contexte et la problématique médicale qui ont motivé cette thèse ainsi qu'un état de l'art sur les perturbations oculaires (mouvements et aberrations) affectant la focalisation d'un laser dans l'œil. Puis, nous présentons le principe de l'optique adaptative pour l'œil avec quelques exemples de réalisations et pointons les limitations de l'optique adaptative ainsi que les méconnaissances sur l'œil qui peuvent rendre difficile le dimensionnement d'un système d'optique adaptative pour l'œil.

Le chapitre 2 est consacré à la mise en place de l'étude d'aberrométrie haute résolution avec suivi de pupille sur une population nombreuse d'yeux (l'étude SCRA1). Pour commencer, les objectifs scientifiques de l'étude sont définis. Puis, l'aberromètre avec suivi de pupille conçu et mis en œuvre est décrit en mettant l'accent sur sa caractérisation. Enfin, le déroulement de la campagne de mesures est rapporté.

Au chapitre 3, nous présentons les résultats de la campagne de mesures, à savoir une étude statistique des mouvements et des aberrations dynamiques de l'œil sur une cinquantaine d'yeux, et nous analysons les conséquences des résultats trouvés sur le dimensionnement d'un système d'optique adaptative pour l'œil. En outre, nous statuons sur la contribution des mouvements de pupille dans la dynamique des aberrations au vu des données acquises sur l'aberromètre avec suivi de pupille. Au chapitre 4, nous revenons sur la problématique centrale, c'est-à-dire la conception d'un système d'optique adaptative dédié à la photocoagulation laser de la rétine, et posons les premières spécifications sur le système à concevoir à la lumière des résultats obtenus dans l'étude d'aberrométrie.

Enfin, le chapitre 5 porte sur la réalisation d'un banc de test d'optique adaptative (le banc SCRA2). Nous montons ce banc de test pour valider les analyses menées aux chapitres 3 et 4 en simulation à partir des données expérimentales acquises sur l'aberromètre présenté au chapitre 2. Un système d'imagerie de la rétine est prévu pour évaluer les performances de l'optique adaptative.

Chapitre 1

Photocoagulation laser de la rétine et perturbations oculaires

Sommaire

1.1 Généralités sur l'œil	17
1.2 Contexte	20
1.2.1 L'œdème maculaire : un problème de santé publique	20
1.2.2 Traitement de l'œdème maculaire	21
1.2.3 Limites des systèmes de photocoagulation actuels	22
1.3 Description des perturbations	26
1.3.1 Mouvements de fixation	26
1.3.2 Aberrations oculaires	29
1.3.3 Bilan	39
1.4 Maîtrise des aberrations oculaires grâce à l'Optique Adaptative (OA)	39
1.4.1 Principe de l'OA	40
1.4.2 Etat de l'art sur les systèmes d'OA pour l'œil	45
1.4.3 Performances de l'OA pour l'œil	50

1.1 Généralités sur l'œil

La structure de l'œil est rappelée sur la figure 1.1. Le système optique œil est constitué de deux lentilles : la cornée et le cristallin, d'un iris définissant la pupille de l'œil et d'un détecteur : la rétine.

La puissance optique du cristallin varie avec le niveau d'accommodation. L'action du muscle ciliaire sur la forme du cristallin permet ce changement de puissance. La puissance de l'œil vaut autour de 60 dioptries (D) au punctum remotum (en l'absence d'accommodation) et est assurée au deux tiers par la cornée. Au punctum proximum (au niveau d'accommodation maximale), elle vaut jusqu'à 15 D de plus.

La rétine capte le signal lumineux et le transforme en influx nerveux. Par suite, elle est constituée de cellules photosensibles et de cellules neuronales, comme illustré sur la figure 1.2. Les photorécepteurs sont de deux types différents : les bâtonnets (*rods* en anglais), au nombre de 100 millions, et les cônes (*cones* en anglais), au nombre de 5 millions. Les différents étages de neurones acheminent le signal capté par les photorécepteurs au nerf optique. Le circuit principal conduit le signal capté par un photorécepteur à une cellule bipolaire, puis à une cellule ganglionnaire et enfin au nerf optique. La rétine compte 1 million de cellules ganglionnaires.

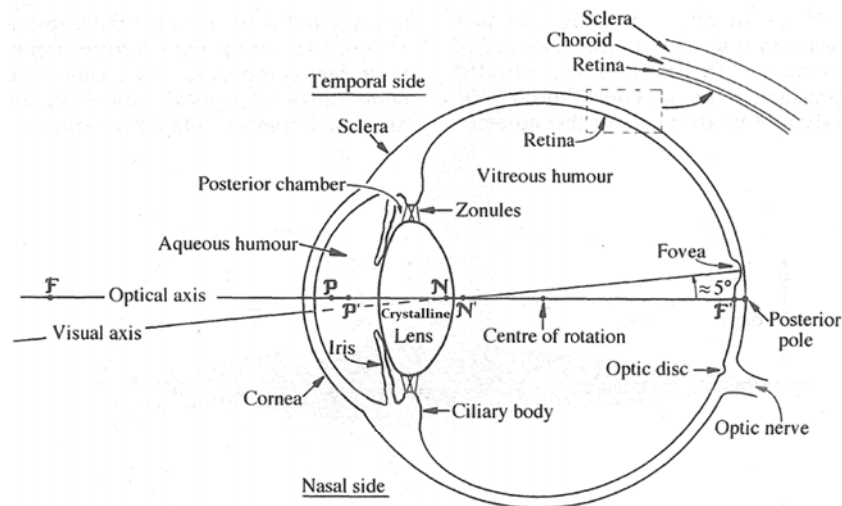


FIGURE 1.1 – Coupe horizontale de l'œil droit, vue de dessus [Atchison et Smith, 2000]. La lumière incidente est acheminée jusqu'à la rétine par la cornée, l'humeur aqueuse, le cristallin, l'humeur vitrée (ou corps vitré). Les plans principaux objet et image sont pointés par les lettres \mathcal{P} et \mathcal{P}' , les points nodaux par les lettres \mathcal{N} et \mathcal{N}' . Le centre du champ de vision se situe au niveau de la fovéa à quelques degrés de champ du pôle postérieur situé sur l'axe optique. La paroi du globe oculaire est composée de trois tuniques : la tunique fibreuse formée par la cornée côté antérieur et la sclérotique côté postérieur, la tunique uvéale formée par l'iris, le corps ciliaire et la choroïde et la tunique nerveuse formée par la rétine. La lumière incidente est traduite en influx nerveux au niveau de la rétine qui transite ensuite par le nerf optique.

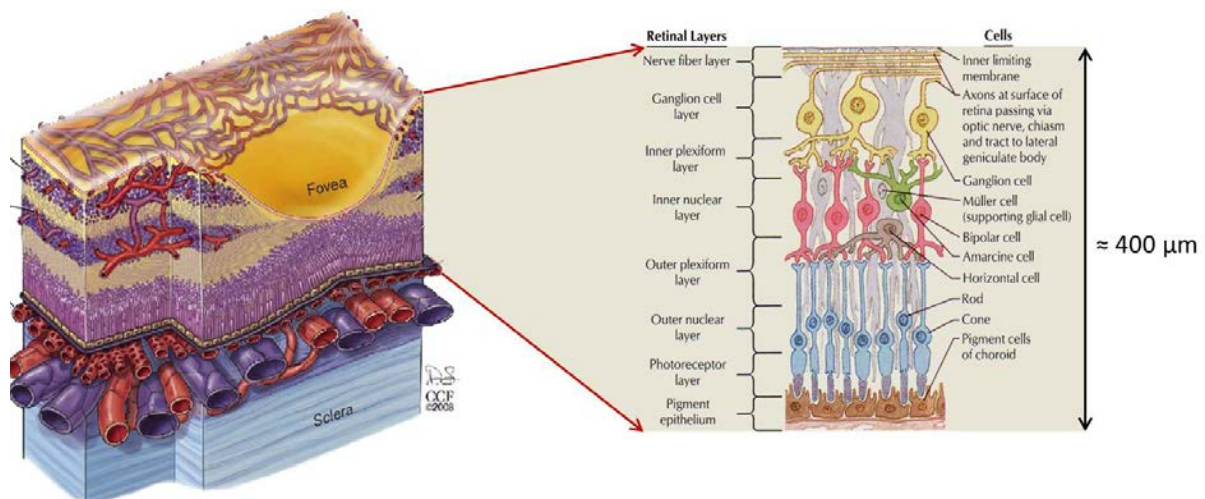


FIGURE 1.2 – (A gauche) La rétine au sein de la paroi postérieure du globe oculaire. Elle est irriguée en surface par des vaisseaux sanguins. La choroïde, située derrière la rétine, lui apporte oxygène et nutriments. (A droite) La description des différentes couches de la rétine [Crédits : www.corpshumain.ca]. Pour information, la couche nucléaire est aussi appelée couche granuleuse. L'épaisseur totale de la rétine dans la macula (zone centrale de la rétine s'étalant sur 18°) est de l'ordre de $400\ \mu\text{m}$, sauf dans la fovéola (zone centrale de la macula s'étalant sur 1°) où elle est d'environ $150\ \mu\text{m}$.

Le système optique œil est un système complexe :

- ★ de par sa description optique :
 - ses dioptries ne sont pas de simples surfaces sphériques et peuvent présenter des irrégularités,
 - le cristallin possède une structure à gradient d'indice [Campbell, 1984],
 - le système n'est pas tout à fait centré (la cornée a souvent une courbure différente selon ses axes),
 - l'axe visuel, qui relie l'objet en fixation et son image dans la fovéa en passant par les points nodaux, n'est pas confondu avec l'axe optique, défini comme la meilleure droite passant par les centres de courbure des différentes surfaces réfractives de l'œil : ces deux axes forment un angle, appelé angle kappa, qui vaut 3 à 5° selon l'axe horizontal [Atchison et Smith, 2000] (selon l'axe vertical, il vaut 2 à 3° mais est souvent négligé),
 - la pupille est décentrée par rapport à l'axe optique et son décentrement est fonction de la taille de la pupille ; il est d'environ 0.5 mm vers le nez [Atchison et Smith, 2000],
- ★ de par la nature de son détecteur :
 - la résolution, la sensibilité, la dynamique, le temps de réponse, le gain de la rétine varient selon le type de photorécepteurs en jeu et la position dans le champ (voir figure 1.3) : les bâtonnets sont très sensibles à de faibles niveaux d'intensité et saturent vite, ils sont absents de la fovéola et leur densité est maximale à environ 20° de la fovéa, ils mesurent 1 à 2 μm de diamètre ; les cônes sont sensibles à la longueur d'onde, leur densité maximale est atteinte dans la fovéola où ils font 1 à 2 μm de diamètre, leur diamètre augmente et leur densité diminue à mesure que l'on s'écarte de la fovéola ; au niveau du nerf optique dans la papille optique, il n'y a aucun photorécepteurs ; la densité des cellules ganglionnaires varie avec le champ, elle est maximale au centre de la fovéa (où est attribué à chaque cône une cellule ganglionnaire) et décroît ensuite fortement en allant vers la périphérie,

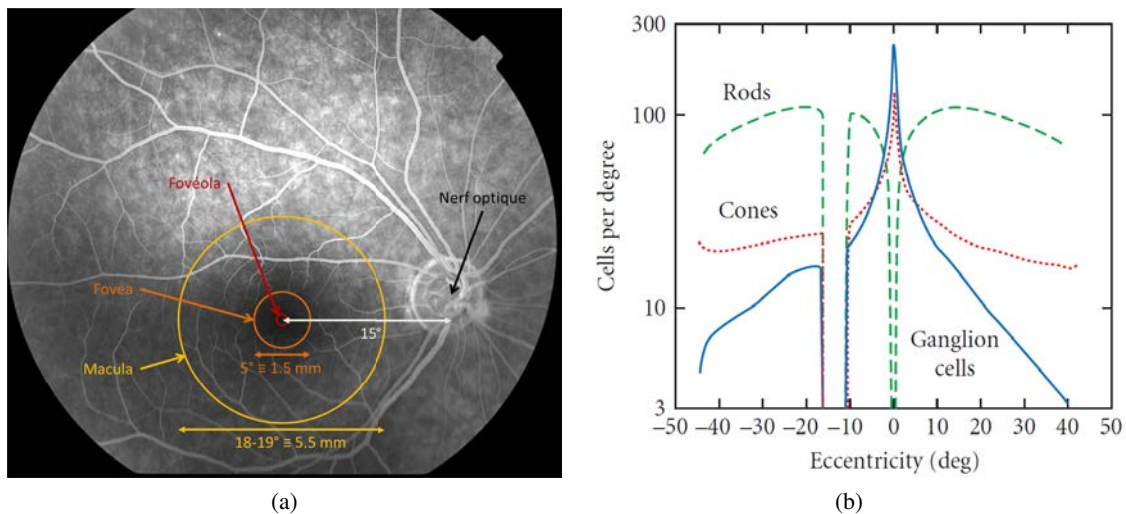


FIGURE 1.3 – (A gauche) Image de fond d'œil mettant en évidence la zone du nerf optique (papille), de la macula, de la fovéa et de la fovéola. 1° de champ sur la rétine correspond à environ 300 μm sur la rétine. Image de fond d'œil : www.ophtalmologie-union.fr. (A droite) Densité des photorécepteurs et des cellules ganglionnaires selon la position dans le champ de la rétine [Bass et al., 2009].

- la géométrie des cônes entraîne un certain filtrage du signal lumineux appelé effet Stiles-Crawford du premier type [Stiles et Crawford, 1937] : les cônes peuvent être modélisés comme des guides d'onde orientés vers le centre de la pupille, il s'en suit que les rayons incidents sont plus ou moins efficacement guidés dans les photorécepteurs selon leur angle

d'incidence par rapport à l'axe des photorécepteurs, ainsi un faisceau passant par le centre de la pupille est efficacement guidé alors qu'un faisceau passant par la périphérie est seulement partiellement transmis par les photorécepteurs,

★ de par son caractère dynamique :

- sa description optique change en fonction de l'âge [Dubbelman *et al.*, 2005, Dubbelman *et al.*, 2006, Jones *et al.*, 2007, Atchison *et al.*, 2008] ; les plus gros changements touchent le cristallin dont la forme et le profil d'indice se modifient,
- sa description optique change selon les paramètres physiologiques oculaires, en particulier selon le niveau d'accommodation du cristallin et l'épaisseur du film de larmes sur la cornée.

Le modèle le plus simple de l'œil, auquel nous serons amenés à nous référer par la suite, est le modèle réduit proposé par Emsley (voir figure 1.4). Il se résume à un système centré présentant une surface réfractive fournissant une puissance de 60 D séparant l'air du milieu oculaire d'indice 1.333 et une pupille au niveau du sommet de la surface réfractive.

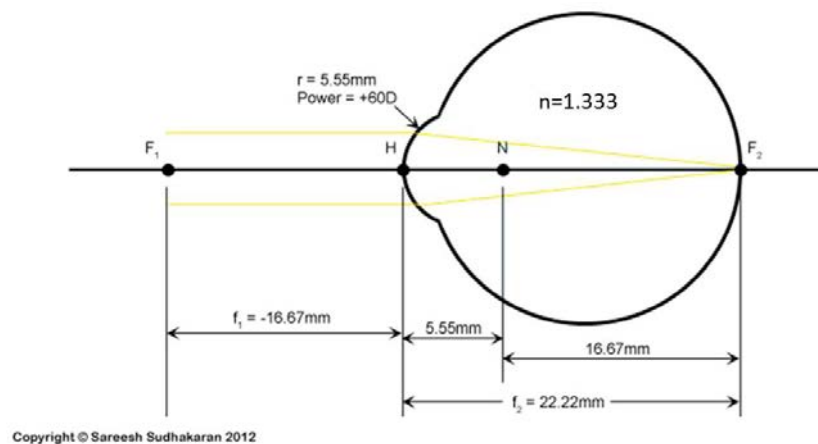


FIGURE 1.4 – Modèle d'œil réduit proposé par Emsley en 1952 présentant une seule surface réfractive séparant l'air du milieu oculaire d'indice 1.333. La pupille et les plans principaux sont confondus et se situent au niveau du sommet de la surface réfractive. Les points nodaux sont confondus et se situent au niveau du centre de courbure de la surface réfractive.

1.2 Contexte

1.2.1 L'œdème maculaire : un problème de santé publique

L'œdème maculaire est l'une des premières causes de malvoyance et de cécité en occident. Il a plusieurs origines, notamment la rétinopathie diabétique, l'occlusion veineuse rétinienne, l'uvéite (voir [Cornut *et al.*, 2008] pour une liste plus exhaustive). La plus courante est la rétinopathie diabétique. La rétinopathie diabétique est une pathologie des vaisseaux sanguins de la rétine affectant les personnes souffrant de diabète. Cette pathologie touche 1 à 2 millions de personnes en France et ce nombre va vraisemblablement augmenter avec l'accroissement du nombre de personnes atteintes de diabète.

L'œdème maculaire résulte de l'accumulation de liquide dans la macula et se caractérise par un gonflement. Il apparaît suite à une traction anormale au niveau de l'interface vitréomaculaire ou à une exsudation veineuse, c'est-à-dire un suintement de sang à travers la paroi veineuse. Ce gonflement brouille la vision et peut conduire à une perte complète de la vue.

Comme son nom l'indique, l'œdème maculaire se développe dans la macula (la macula est la zone de la rétine assurant la vision centrale et la plus précise, voir figure 1.3a). En profondeur, l'œdème se développe le plus souvent au niveau des couches plexiforme externe, nucléaire interne ou plexiforme interne de la rétine [Coscas, 2011], i.e. en dessous des couches présentant des vaisseaux sanguins, comme illustré sur les schémas de la figure 1.2.

L'œdème peut être diffus ou localisé (dit aussi focal). L'œdème est diffus lorsque beaucoup de vaisseaux sont impliqués. L'œdème localisé est causé par une ou plusieurs anomalies vasculaires identifiables. Un exemple d'œdème localisé dû à un macro-anévrisme (i.e. une dilatation vasculaire) est donné figure 1.5.

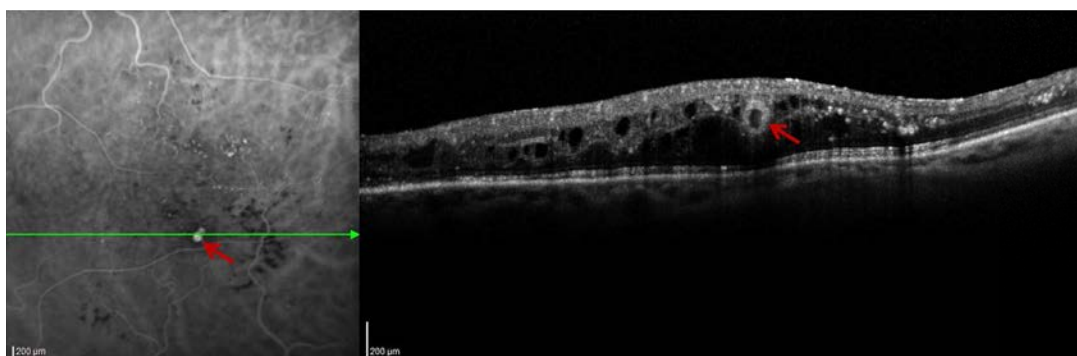


FIGURE 1.5 – Photographie du fond de l'œil et coupe OCT montrant un macro-anévrisme [Bourhis *et al.*, 2010] pointé par la flèche rouge. La flèche verte sur la photographie du fond de l'œil indique la direction choisie pour le B-scan de l'OCT passant par le macro-anévrisme. La coupe OCT met en évidence l'aspect œdémateux de la rétine autour du macro-anévrisme.

1.2.2 Traitement de l'œdème maculaire

Deux traitements existent pour traiter l'œdème maculaire : la photocoagulation laser (premier traitement créé) et le traitement médicamenteux.

La photocoagulation présente plusieurs avantages sur le traitement médicamenteux et reste le traitement de référence : coût plus faible, acte médical plus court (quelques séances de tirs laser contre des injections multiples), action « locale ». De plus, plusieurs études récentes mettent en évidence une meilleure efficacité du laser par rapport aux injections en matière d'acuité visuelle post-traitement [Beck *et al.*, 2009, Elman *et al.*, 2011].

Le traitement médicamenteux consiste à injecter en intravitréen un inhibiteur de la protéine (VEGF) responsable du gonflement des vaisseaux sanguins ou des corticoïdes.

La thérapie par laser consiste à :

- cautériser les vaisseaux sanguins impliqués dans l'œdème pour arrêter la fuite de liquide dans le cas de l'œdème localisé,
- stimuler la fonction d'absorption de l'épithélium pigmentaire (RPE) pour réduire le gonflement dans le cas de l'œdème diffus. Plusieurs hypothèses sont avancées pour expliquer l'absorption du liquide intra-rétinien suite à la stimulation de l'épithélium pigmentaire, mais le mécanisme physiologique exact semble aujourd'hui mal compris [Massin, 2000].

Le traitement repose sur la photocoagulation. Le principe est d'envoyer un laser dont la longueur d'onde est fortement absorbée par les chromophores de la zone cible (l'hémoglobine et l'oxyhémoglobine pour les vaisseaux sanguins, la mélanine pour l'épithélium pigmentaire), en évitant le spectre d'absorption du pigment xanthophylle présent dans la macula au niveau des photorécepteurs (voir figure 1.6). Une fois absorbée, l'énergie du laser est convertie en chaleur et coagule, stimule ou détruit le tissu absorbant.

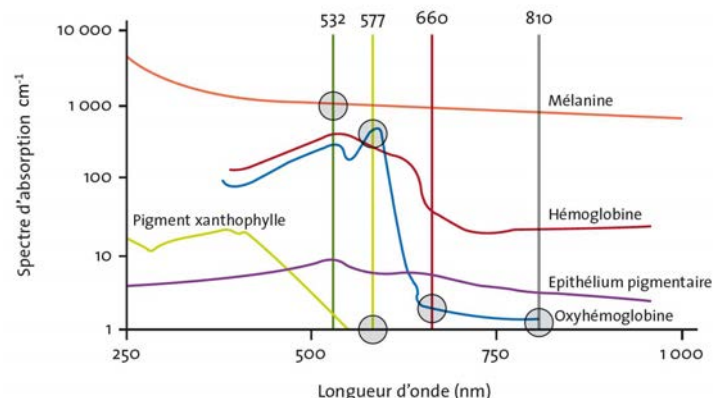


FIGURE 1.6 – Absorption des différents chromophores de la rétine [Terrada *et al.*, 2010]. La longueur d’onde des lasers de photocoagulation privilégiée pour traiter l’œdème maculaire est 577 nm, car cette longueur d’onde est fortement absorbée par la mélanine, l’hémoglobine et l’oxyhémoglobine présentes dans les tissus cibles de la photocoagulation (les vaisseaux sanguins et l’épithélium pigmentaire) et peu absorbée par le pigment xanthophylle présent dans les photorécepteurs (absolument à éviter).

1.2.3 Limites des systèmes de photocoagulation actuels

Les complications suite au traitement par laser de photocoagulation sont nombreuses : problèmes liés aux cicatrices de photocoagulation engendrant une baisse d’acuité visuelle, scotomes¹, impacts accidentels dans la fovéola entraînant une perte de la vision centrale. Le traitement par laser gagnerait à être amélioré sur plusieurs points :

- ▷ le dosage de la puissance délivrée en regard des effets thermiques provoqués,
- ▷ le confinement des impacts (en surface et en profondeur).

Ces améliorations rendraient le traitement plus efficace et plus sûr.

Maitrise de la dose laser et apport thérapeutique

Les seules images dont dispose le médecin en temps réel pendant l’opération sont des images de fond d’œil 2D obtenues à la lampe à fente (voir figure 1.7). C’est sur ces images qu’il se base pour localiser la zone à traiter et doser la puissance du laser.



FIGURE 1.7 – La photocoagulation laser de la rétine aujourd’hui.

La puissance nécessaire pour produire l’énergie suffisante au niveau de la cible thérapeutique est assez variable selon la cible et la concentration en chromophore (hémoglobine, mélanine) au niveau de la cible, ce qui met en défaut les modèles de dosimétrie ne prenant pas en compte l’effet tissulaire. Le dosage est rendu malaisé par le fait que ces concentrations en chromophore, aussi bien en hémoglobine

1. Absence de perception dans une zone de la rétine.

qu'en mélanine, au niveau des tissus cibles ne sont pas prédictibles. En effet, on ne peut pas déduire du taux d'hémoglobine mesuré par une prise de sang au niveau du bras, le taux d'hémoglobine au niveau d'un petit vaisseau de la rétine ou d'une anomalie vasculaire telle qu'un macro-anévrysme. En ce qui concerne le taux de mélanine dans l'épithélium pigmentaire, il est assez différent d'une rétine à l'autre (il diminue avec l'âge), et d'un endroit à l'autre de la rétine (il est plus faible dans la macula que dans le reste de la rétine) [Schmidt et Peisch, 1986]. La puissance à envoyer est également fonction de la transmission oculaire qui peut beaucoup diminuer avec l'âge et l'altération du cristallin. Par conséquent, le dosage laser effectué par le médecin est assez empirique et peu reproductible.

Dans le cas d'un traitement classique, il est recommandé d'appliquer le laser jusqu'à observer un discret blanchiment à la surface du fond d'œil (voir illustration sur la figure 1.8a), signe que la réaction photo-thermique est efficace. La qualité du traitement dans le volume n'est contrôlée qu'a posteriori, parfois après plusieurs mois. Et alors, il peut s'avérer que la photocoagulation ait été insuffisante (une nouvelle intervention doit alors être effectuée) ou excessive entraînant la destruction de tissus sains adjacents, et potentiellement une baisse de vision définitive. On voit sur la figure 1.8b que même lorsque sur l'image de fond d'œil le blanchiment apparaît discret il peut y avoir des dommages en profondeur.

Une autre modalité de traitement existe et est de plus en plus pratiquée pour traiter l'œdème diffus : le traitement « micropulses » par impacts infraliminaires (ou *subthreshold* en anglais) [Sivaprasad et Dorin, 2012]. Elle permet d'envoyer des impulsions très courtes et de minimiser la conduction thermique dans la couche des photorécepteurs [Fankhauser, 2003]. Dans le cas d'un tel traitement, aucun effet sur le fond d'œil n'est directement visible, et il est difficile d'être certain de l'efficacité du traitement.

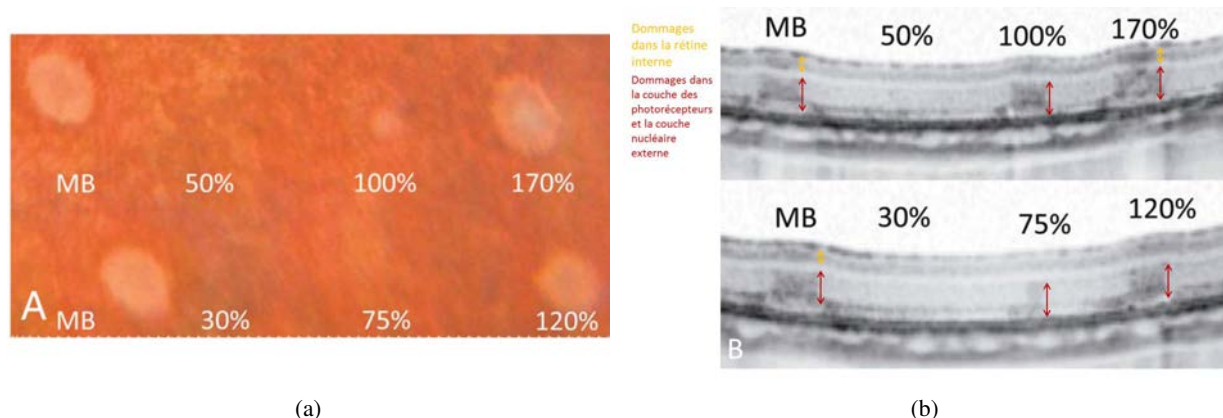


FIGURE 1.8 – Tests de dosage de puissance effectués sur des lapins avec un laser de photocoagulation à 577 nm. Visualisation des effets de l'impact laser selon la puissance envoyée. Les spots font $200\ \mu\text{m}$ de large. La puissance envoyée est définie en pourcentage par rapport à la puissance nominale qui correspond à la puissance à laquelle un discret blanchiment est visible sur l'image de fond d'œil (100 %). « MB » (pour *Marker Burns*) correspond à une puissance envoyée très supérieure à la puissance nominale. (a) Image de fond d'œil 1 heure après le traitement. (b) Coupe OCT 1 heure après le traitement. Des dommages dans les couches des photorécepteurs et nucléaire externe sont visibles quand la puissance excède 50 % (indiqués par les doubles flèches rouges, ils se distinguent par un obscurcissement de ces couches à l'OCT). Pour une puissance supérieure ou égale à 170 % des dommages dans la rétine interne sont visibles (indiqués par les flèches jaunes) [Lavinsky *et al.*, 2014].

Des recherches sont en cours pour améliorer les modèles de dosimétrie actuels. Lavinsky *et al.* travaillent sur la calibration d'un modèle simulant les effets photo-thermiques provoqués par l'impact du laser de photocoagulation au niveau de la rétine en fonction des paramètres du laser [Lavinsky *et al.*, 2014] (des tests de calibration sont présentés figure 1.8). Brinkmann *et al.* proposent une technique de

mesure en temps réel de la température au niveau de la rétine comme moyen de dosage de la puissance laser [Brinkmann *et al.*, 2012] ; leur technique est basée sur une méthode opto-acoustique ; dernièrement, ils ont montré sur des lapins l'efficacité d'un contrôle de la puissance laser basé sur des données de température mesurées en temps réel avec leur technique [Baade *et al.*, 2015].

Une imagerie OCT effectuée en temps réel pourrait également permettre de contrôler visuellement dans la profondeur les effets du laser.

Confinement de l'impact laser

Le problème majeur avec les systèmes actuels est l'incapacité à assurer le confinement de l'impact laser au niveau des cibles à traiter :

- Les systèmes de photocoagulation actuels délivrent des faisceaux laser larges, le diamètre latéral de la tache focale sur la rétine allant de $100\ \mu\text{m}$ à $500\ \mu\text{m}$.

Quand la taille de la cible est inférieure à la largeur du faisceau, une partie du faisceau est non absorbée par la cible et traverse la rétine jusqu'à l'épithélium pigmentaire. L'énergie est alors absorbée au niveau de l'épithélium pigmentaire et conduite vers les couches des photorécepteurs, où elle peut causer des dommages si le niveau d'énergie présent est trop important.

- Les systèmes de photocoagulation actuels délivrent des faisceaux laser de faible ouverture optique. De ce fait, la tache focale sur la rétine s'étend longitudinalement sur environ $300\ \mu\text{m}^2$, soit quasiment toute l'épaisseur de la rétine, alors que les zones à traiter sont localisées dans certaines couches bien définies de la rétine, en général concentrées sur une profondeur de $50\ \mu\text{m}$, avec de part et d'autres des tissus sains à préserver.

Nous avons indiqué sur la figure 1.9 les couches de la rétine où les cibles thérapeutiques du laser peuvent se situer (les couches plexiforme externe, nucléaire interne, plexiforme interne et l'épithélium pigmentaire) ; les autres couches correspondent à des tissus fonctionnels qu'il faut s'efforcer de préserver, en particulier les couches des photorécepteurs, dont les lésions peuvent provoquer une baisse de vision définitive.

Avec des taches focales si étendues, toutes les couches sont touchées : directement lorsqu'elles

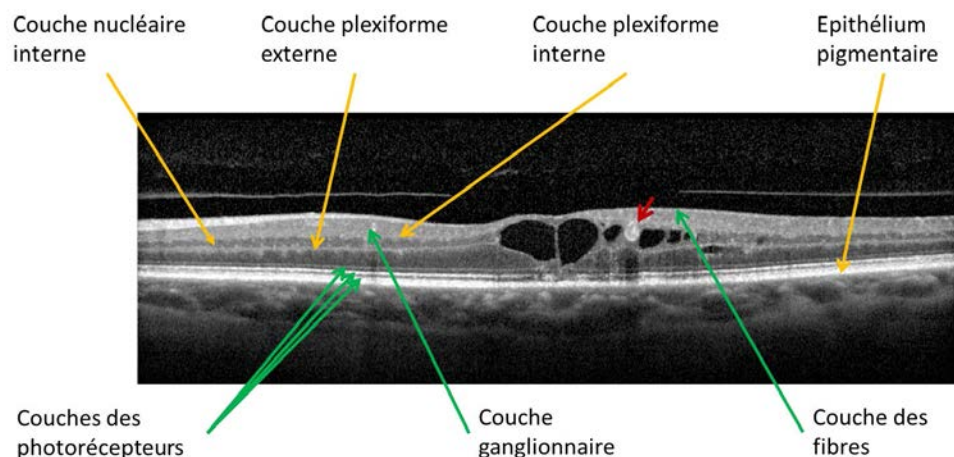


FIGURE 1.9 – Mise en évidence des couches de la rétine où la cible thérapeutique du laser peut se trouver (indiquées par les flèches jaunes) sur une coupe OCT d'une rétine présentant un œdème maculaire avec macro-anévrysme (lésion blanche, indiquée par la flèche rouge), les autres couches de la rétine étant des couches saines qu'il faut s'efforcer d'épargner (indiquées par les flèches vertes), en particulier les couches des photorécepteurs. Image OCT : [Bourhis *et al.*, 2010].

2. D'après une définition de la taille de la tache focale se basant sur la taille de l'enveloppe à 80 % du maximum d'intensité.

présentent des chromophores sensibles à la longueur d'onde du laser ou indirectement par diffusion thermique, comme illustré sur la figure 1.10a.

- Les systèmes de photocoagulation actuels ne permettent pas de verrouiller la position latérale de l'impact laser sur la position définie sur l'image de fond d'œil par le médecin. Pendant l'opération, l'œil est plus moins stabilisé avec un verre de contact maintenu manuellement sur l'œil par le chirurgien, mais ce dernier ne filtre que très partiellement les mouvements de fixation (même en fixation, l'œil est animé de mouvements involontaires que nous décrirons en 1.3.1). Par conséquent, le médecin n'est pas assuré de toucher la rétine à la position visée sur l'image de fond d'œil.

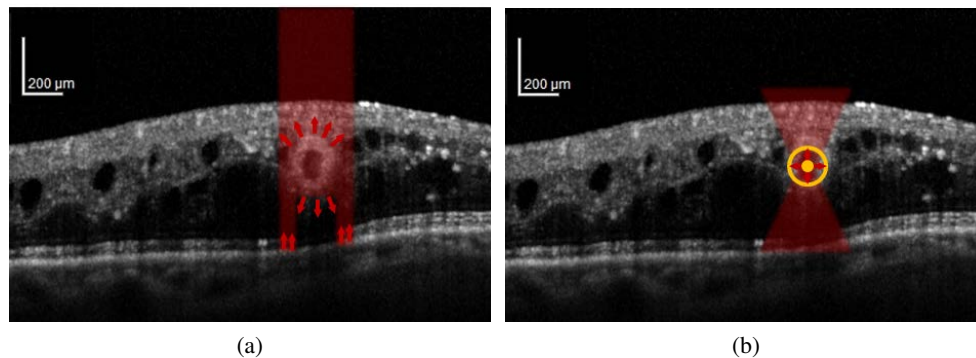


FIGURE 1.10 – Représentation schématique de l'impact laser au niveau d'un macro-anévrysme sur une coupe OCT. (a) Avec les faisceaux laser actuels peu ouverts et assez larges, la tache focale s'étend sur toute la rétine et le risque d'affecter les couches saines est élevé. (b) Idéalement, il faudrait confiner l'impact au niveau de la cible (à l'intérieur du cercle jaune). Pour cela, il faudrait que la tache focale soit limitée au cœur de la cible (point jaune) ; par conduction thermique, la cible entière serait touchée mais l'entourage de la cible serait préservé. Image OCT : [Bourhis *et al.*, 2010].

Il résulte de ces trois points que le traitement chirurgical localisé dont on aurait besoin pour traiter l'œdème focal est difficilement réalisable avec les systèmes actuels (voir exemple figure 1.10a). Il faudrait pouvoir se focaliser au centre de la cible à traiter dans un volume suffisamment petit pour éviter une conduction de chaleur sur un périmètre trop grand, et ainsi préserver au maximum les couches saines (voir exemple figure 1.10b). Pour cela, la solution est de travailler avec des faisceaux plus ouverts car des faisceaux plus ouverts donnent accès à une meilleure résolution axiale et donc à un meilleur confinement axial³.

Avec les systèmes de photocoagulation actuels qui délivrent des faisceaux de faible ouverture optique, les aberrations oculaires (hors focus statique qui est grossièrement corrigé) n'ont pas beaucoup d'effet sur la taille de l'impact laser qui s'étale déjà sur toute la profondeur de la rétine. En revanche, dès lors que l'ouverture optique est augmentée, les aberrations oculaires constituent le facteur limitant le confinement axial de l'impact laser, et il devient nécessaire de les corriger pour parvenir à confiner l'impact au niveau des cibles thérapeutiques.

A titre d'exemple considérons une fluctuation de focus de -0.25 D. Une telle micro-accommodation entraîne un déplacement axial de $90 \mu\text{m}$ de l'impact laser vers le vitré. Supposons un système de photocoagulation paramétré pour se focaliser sur une cible pathologique dans la nucléaire interne. Si l'œil

3. En effet, la résolution axiale r_z est inversement proportionnelle au carré de l'ouverture numérique ON : $r_z = \frac{2\lambda n}{ON^2}$, où λ la longueur d'onde et n l'indice du milieu considéré, voir 4.2.1.

subit une micro-accommodation de -0.25 D, la tache focale ne se forme pas comme prévu dans la nucléaire interne, mais au niveau de la couche ganglionnaire !

1.3 Description des perturbations

Comme nous l'avons pointé dans la partie précédente dans le cas du laser de photocoagulation, les perturbations oculaires (défauts de transmission, diffusion, mouvements oculaires, aberrations) peuvent dégrader les performances des instruments ophtalmiques et doivent être considérées lors de la conception de tels instruments. Pour des systèmes de thérapie laser, ces dégradations peuvent occasionner des dommages irréversibles et sont à considérer d'autant plus sérieusement.

Dans cette section, nous résumons les connaissances disponibles dans la littérature au moment de la thèse sur les mouvements et aberrations oculaires dans le but de mieux cerner leurs effets sur le positionnement de l'impact laser sur la rétine et sur la focalisation du laser de photocoagulation à travers l'œil.

1.3.1 Mouvements de fixation

Nos yeux sont constamment en mouvement ; même en fixation, nos yeux sont agités par des mouvements involontaires. Ces mouvements, dits de fixation, sont indispensables à la vision, car ils permettent de maintenir la perception visuelle [Martinez-Conde *et al.*, 2004]. En effet, sans ces mouvements, les photorécepteurs de la rétine soumis à un stimulus continu et invariant ne percevraient plus le signal au bout de quelques millisecondes, à cause de l'adaptation neuronale, ce qu'illustre l'effet Troxler expliqué figure 1.11.

Ces mouvements de fixation sont l'œuvre des six muscles oculomoteurs qui contrôlent la rotation du globe oculaire. Ils sont de trois types : verticaux, horizontaux et de torsion (voir figure 1.12).

Les mouvements de fixation sont classés en trois catégories (voir [Martinez-Conde *et al.*, 2004] pour une étude bibliographique de leur caractérisation en termes de fréquence, de durée, de vitesse) :

- ★ la dérive : mouvement lent (6 à $30'$ /s) et d'amplitude moyenne (2 à $5'$),
- ★ la micro-saccade (ou nystagmus involontaire) : mouvement rapide (10 à 100° /s) et de grande amplitude (2 à $20'$), souvent la micro-saccade rattrape la dérive et ramène l'image au centre du champ,
- ★ le tremor : mouvement rapide (de fréquence caractéristique entre 10 et 200 Hz) et de faible amplitude (moins de $1''$).

Ces mouvements de rotation du globe oculaire s'effectuent par rapport à un centre de rotation fixe, dont la position varie un peu d'un individu à l'autre mais qui en moyenne se situe environ à mi-course entre la pupille et la rétine (i.e. à 10.5 mm en amont de la rétine). Les différents éléments de l'œil étant à peu près solidaires du globe oculaire, ces mouvements sont subis par l'ensemble des éléments de l'œil. Ainsi, ils peuvent être décrits par :

- des mouvements de rétine : ils peuvent être mesurés en suivant l'image sur la rétine d'un objet fixe (voir figure 1.13) ou en suivant un élément rétinien (typiquement le nerf optique [Ferguson *et al.*, 2006] ou de gros vaisseaux rétiens),
- des mouvements de pupille : ils peuvent être mesurés en suivant le centre de la pupille (voir exemple de trajectoire pupillaire sur la figure 1.14a [Emica, 2012]),
- des mouvements de cornée ou de cristallin : ils peuvent être mesurés en suivant les réflexions de Purkinje [Crane et Steele, 1985], c'est-à-dire les réflexions au niveau des différents dioptries de l'œil (voir illustration sur la figure 1.15a).

Pour découpler les mouvements de rotation de l'œil des mouvements de translation (induits par des mouvements de translation de la tête), on utilise en général deux mesures. Par exemple, on effectue une

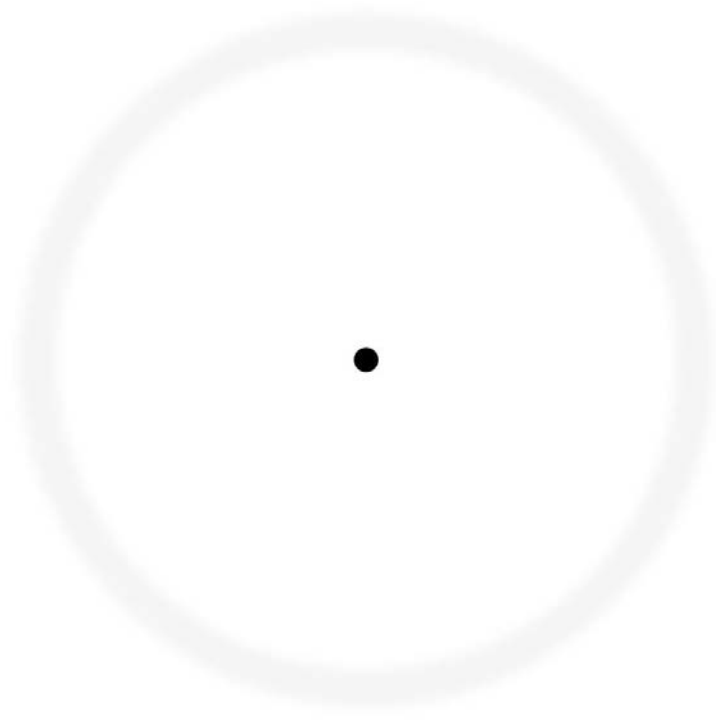


FIGURE 1.11 – L'effet Troxler (1804) montre que lorsque l'amplitude des mouvements de fixation est trop faible, l'image s'estompe jusqu'à disparaître à cause de l'adaptation neuronale. En fixant le point noir au centre, l'anneau gris en périphérie s'atténue, puis s'efface. Les photorécepteurs sont plus petits au centre du champ de vision qu'en périphérie, donc les mouvements nécessaires pour maintenir la fixation sur la point noir central sont plus faibles que les mouvements nécessaires pour maintenir la perception de l'anneau gris. Ainsi, dans le cas optimal de fixation sur le point noir central, nous ne percevons plus l'image de l'anneau en périphérie.

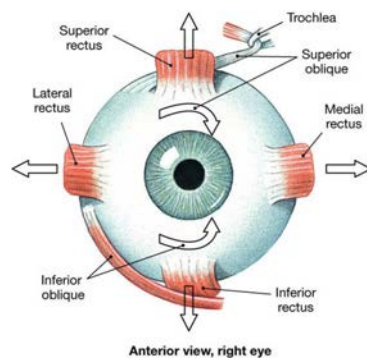


FIGURE 1.12 – Les six muscles oculomoteurs permettent à l'œil de réaliser des mouvements de rotation verticale, horizontale et de torsion [Crédits : <http://droualb.faculty.mjc.edu>].

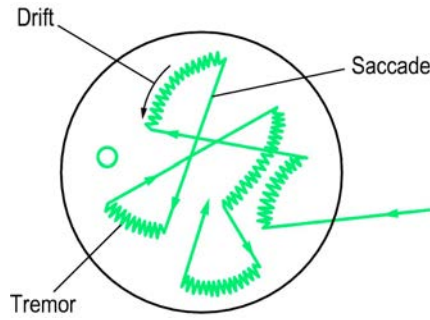


FIGURE 1.13 – Déplacements typiques de l'image sur la rétine d'un point en fixation sur une période de 10 s. Le cercle vert à gauche symbolise un cône. Le champ rétinien délimité par le grand cercle noir fait environ 10 minutes d'arc [Millodot, 2009].

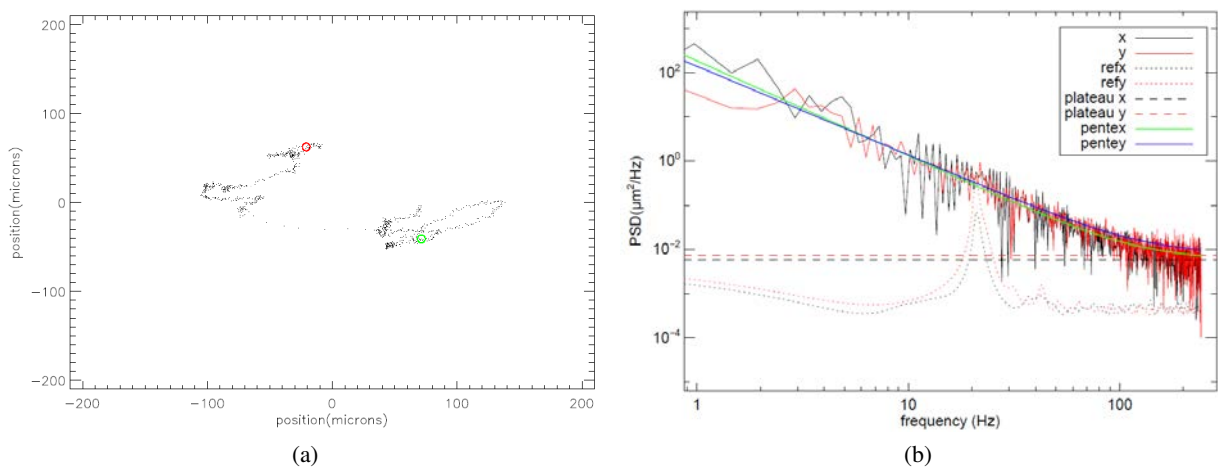


FIGURE 1.14 – Exemple de mouvements de pupille enregistrés à 496 Hz sur un œil pendant 2 s [Emica, 2012]. (a) Trajectoire. Chaque point correspond à une mesure à 496 Hz. Un mouvement rapide se caractérise par des points de mesure espacés et est typique d'une micro-saccade. (b) Spectre temporel en trait plein noir selon l'axe horizontal et en trait plein rouge selon l'axe vertical.

mesure de la première réflexion de Purkinje et une mesure de la quatrième (on parle alors de système « Dual-Purkinje ») : si les deux réflexions se translatent, il s'agit d'une translation alors que si les deux s'écartent, il s'agit d'une rotation. Lorsque la tête est stabilisée par une mentonnière, on peut considérer que les mouvements oculaires se résument essentiellement à des mouvements de rotation.

Suite à des mouvements saccadiques, des petits déplacements des éléments optiques de l'œil non corrélés aux mouvements du globe oculaire peuvent également se produire. En particulier, sont rapportées à la suite d'une saccade, une oscillation de la position de la pupille par rapport à l'iris [Nyström *et al.*, 2013] et une oscillation du cristallin [Deubel et Bridgeman, 1995, Tabernero et Artal, 2014] (appelée *lens wobbling*). Ces tremblements de la pupille et du cristallin sont illustrés sur la figure 1.15b.

Attardons-nous un peu sur les mouvements de pupille. Emica *et al.* ont étudié les mouvements de pupille d'yeux sains en fixation avec stabilisation de la tête par une mentonnière à 496 Hz [Emica, 2012] ; un exemple est donné sur la figure 1.14. Sur une population de 28 sujets, ils rapportent sur des séquences de 2 s des mouvements PV de quelques centaines de micromètres (600 μm maximum) et une dynamique des mouvements évoluant à des fréquences au-delà de la centaine de Hertz.

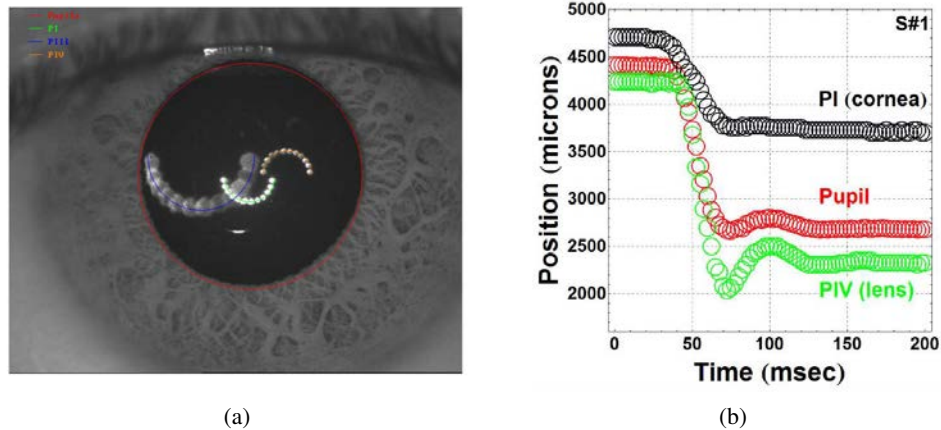


FIGURE 1.15 – Oscillations du cristallin et dans une moindre ampleur de la pupille suite à une saccade. (a) Visualisation des réflexions de Purkinje d’une source formée de LEDs assemblées dans un montage semi-circulaire : première réflexion sur la surface antérieure de la cornée en vert (PI), troisième réflexion sur la surface antérieure du cristallin en bleu (PIII) et quatrième réflexion sur la surface postérieure du cristallin en jaune (PIV) [Crédits : Juan Taberno, Pablo Artal]. (b) Mouvements post-saccade de la cornée (mesurés en suivant PI), de la pupille et du cristallin (mesurés en suivant PIV) mettant en évidence que suite à une saccade le cristallin passe par un état transitoire (qui dure 50 à 60 ms) pendant lequel il oscille avec amortissement (à environ 20 Hz) [Tabernero et Artal, 2014]. Ces oscillations s’expliquent par l’élasticité des fibres qui le rattache au muscle ciliaire. Une très légère oscillation de la position pupillaire est aussi mesurée.

1.3.2 Aberrations oculaires

Description des aberrations

Aberrations longitudinales et aberrations transverses D’un point de vue de l’optique géométrique, l’œil n’est pas un système rigoureusement stigmatique : l’image d’un point n’est pas un point. Un tracé de rayons à travers un œil réel fait apparaître des aberrations transverses et longitudinales au niveau du plan focal image.

Fonction d’aberration Les aberrations peuvent être décrites en plan pupille en termes de front d’onde. Les aberrations se manifestent par un écart de front d’onde avec le front d’onde parfait, que l’on quantifie comme une différence de chemin optique. Cette description de l’écart aberrant en chaque point (x, y) de la pupille donne la fonction d’aberration W . Sur la figure 1.16, nous avons représenté au niveau du plan pupille un exemple de front d’onde aberrant par rapport au front d’onde sphérique parfait.

La fonction d’aberration peut être décomposée sur différents modes, par exemple sur une base de pixels ou sur une base de polynômes.

La fonction d’aberration de l’œil est le plus souvent développée sur la base des polynômes de Zernike. La base des polynômes de Zernike n’est peut être pas la plus adaptée pour décrire les aberrations oculaires car elle est définie sur un support circulaire plein, alors que la pupille de l’œil n’est pas circulaire, ni de taille fixe. C’est en tout cas la base la plus utilisée.

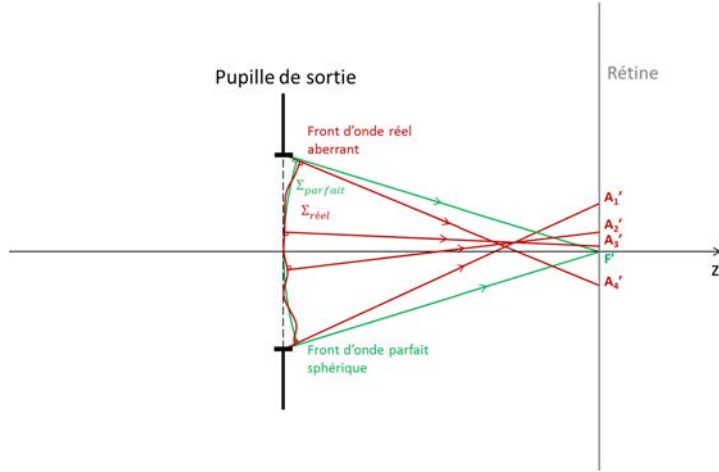


FIGURE 1.16 – Représentation schématique d'un front d'onde aberrant. Écart du front d'onde réel en rouge par rapport au front d'onde parfait en vert. Le front d'onde parfait est sphérique et donne lieu à une image limitée par la diffraction (tache d'Airy) sur la rétine. Le front d'onde aberrant disperse l'énergie et la tache focale est beaucoup plus étalée.

Définition des polynômes de Zernike Les polynômes de Zernike Z_i s'expriment comme le produit d'une fonction radiale polynomiale R_n^m et d'une fonction azimutale sinusoïdale Θ_n^m suivant :

$$Z_i(r, \theta) = R_n^m(r) \Theta_n^m(\theta) \quad (1.1)$$

avec R_n^m et Θ_n^m paramétrées par l'ordre radial n et la fréquence azimutale m selon :

$$\begin{cases} R_n^m(r) = \sum_{s=0}^{\frac{n-m}{2}} \frac{(-1)^s (n-s)!}{s! \left[\frac{n+m}{2} - s\right]! \left[\frac{n-m}{2} - s\right]!} r^{n-2s} \\ \Theta_n^m(\theta) = \sqrt{n+1} \begin{cases} \sqrt{2} \cos(m\theta) & \text{si } m \neq 0 \text{ et } i \text{ pair} \\ \sqrt{2} \sin(m\theta) & \text{si } m \neq 0 \text{ et } i \text{ impair} \\ 1 & \text{si } m = 0 \end{cases} \end{cases} \quad (1.2)$$

n représente l'ordre du polynôme de la fonction radiale et m le nombre de cycles de de la fonction sinusoïdale.

Les premiers polynômes sont donnés sur la figure 1.17. Dans ce manuscrit, nous utilisons principalement la convention Noll pour classer les polynômes de Zernike [Noll, 1976]. Une autre convention très répandue est la convention ANSI [ANSI, 2004] (voir annexe A).

Les défauts de vision corrigés par les lunettes de vue et les lentilles de contact peuvent être décrits par les modes de Zernike d'ordre 2 (voir annexe A) : la myopie et l'hypermétropie, souvent dus à des défauts de longueur de l'œil, amènent du défocus Z_4 , de même que la presbytie, due à un défaut d'accommodation ; l'astigmatisme, la plupart du temps engendré par une asymétrie de courbure de la surface cornéenne, amène de l'astigmatisme Z_5 et/ou Z_6 . Les défauts d'ordre 2 sont les défauts les plus importants en amplitude. Pour modéliser finement les défauts oculaires, il faut aller plus loin que l'ordre 2. Ainsi, on peut en particulier décrire la coma entraînée par l'angle kappa (entre l'axe optique et l'axe visuel) et le décentrement de la pupille, l'aberration sphérique introduite par la géométrie des dioptries oculaires.

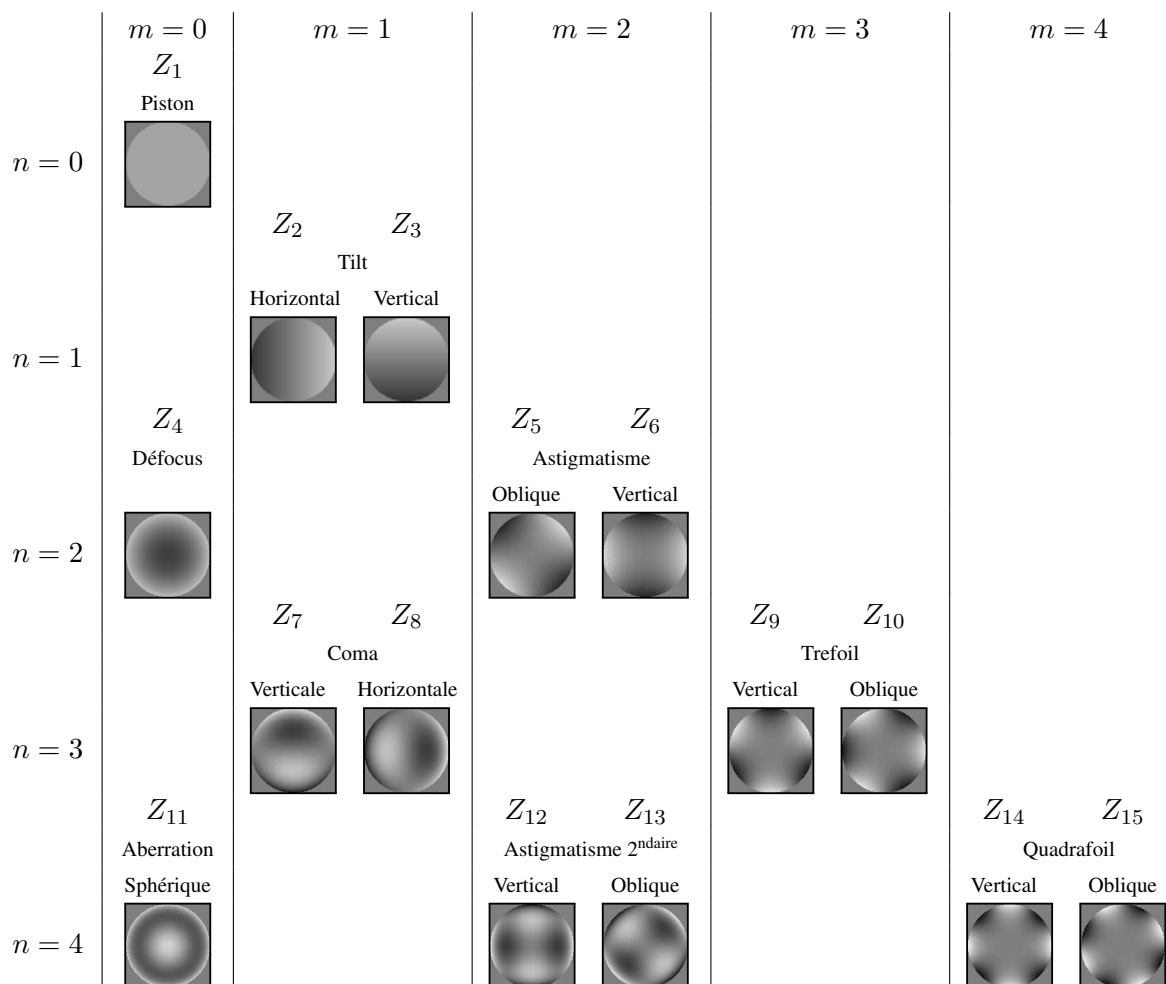


FIGURE 1.17 – Les quinze premiers polynômes de Zernike Z_i ordonnés selon la convention Noll [Noll, 1976] par ordre radial n croissant (indique le degré du polynôme) et fréquence azimutale croissante m (indique le nombre de cycles de la fonction sinusoïdale). Un indice i impair indique que le polynôme est en sinus et un indice i pair que le polynôme est en cosinus.

Description de la fonction d'aberration sur la base des polynômes de Zernike Soit W la fonction d'aberration définie sur un support circulaire, sa décomposition modale sur la base des polynômes de Zernike s'écrit :

$$W(r, \theta) = \sum_{i=1}^{\infty} a_i Z_i(r, \theta) \quad (1.3)$$

La base des polynômes de Zernike est orthonormée, par suite, les coefficients a_i s'écrivent :

$$a_i = \frac{1}{\pi} \int_{\theta=0}^{2\pi} \int_{r=0}^1 W(r, \theta) \cdot Z_i(r, \theta) r dr d\theta \quad (1.4)$$

La moyenne de la fonction d'aberration est donnée par le coefficient de piston a_1 . La variance spatiale de la fonction d'aberration, ou SWFE (pour *Squared WaveFront Error* en anglais), est donnée par la somme des carrés des coefficients de Zernike retranchée de la valeur moyenne (le piston) :

$$\text{SWFE} = \sum_{i=2}^{\infty} a_i^2 \quad (1.5)$$

La WFE (pour *WaveFront Error* en anglais) est égale à la racine carrée de la variance spatiale de la fonction d'aberration : $\text{WFE} = \sqrt{\sum_{i=2}^{\infty} a_i^2}$.

En optique ophtalmique, on ne mesure en général pas le tip-tilt et la SWFE évaluée commence au défocus, ainsi : $\text{SWFE} = \sum_{i=4}^{\infty} a_i^2$. On désigne par aberrations de hauts ordres (*Higher Order Aberrations* / HOA) les modes d'ordre radial supérieur ou égal à 3. Pour mieux apprécier le poids des aberrations de hauts ordres, Thibos *et al.* ont proposé de les quantifier en termes de *défocuse équivalent* M_e , exprimé en dioptries, selon : $M_e = \frac{4\sqrt{3} \cdot \text{WFE}_{\text{HOA}}}{R_p^2}$, avec R_p le rayon de la pupille. Ce défocuse équivalent est défini comme le niveau de défocuse nécessaire pour arriver au même niveau d'aberrations que celui généré par les aberrations de hauts ordres en termes de variance.

Réponse impulsionnelle

Réponse impulsionnelle de l'œil parfait et de l'œil réel Considérons tout d'abord un œil parfait, c'est-à-dire un œil sans aberrations (donc limité par la diffraction), dont tous les éléments seraient centrés sur l'axe optique qui correspondrait par ailleurs à l'axe visuel et doté d'une pupille circulaire.

La réponse à une source ponctuelle d'un tel œil parfait au niveau du plan focal image et sur l'axe s'exprime comme le module carré de la transformée de Fourier inverse de la fonction pupille P :

$$\text{PSF}(x', y') = |TF^{-1}(P(x, y))|^2 \quad (1.6)$$

Cette réponse impulsionnelle est appelée fonction d'étalement du point ou *Point Spread Function* (PSF) en anglais. Pour une pupille d'œil circulaire, la réponse impulsionnelle sur l'axe d'un œil parfait est la tache d'Airy.

La réponse impulsionnelle en présence d'aberrations devient :

$$\text{PSF}(x', y') = \left| TF^{-1} \left(P(x, y) e^{j\varphi(x, y)} \right) \right|^2 \quad (1.7)$$

où φ représente la phase dans le plan pupille, directement reliée à la fonction d'aberration W par $\varphi(x, y) = \frac{2\pi}{\lambda} \cdot W(x, y)$.

Sur la figure 1.18 sont représentées les PSF d'un œil parfait limité par la diffraction et d'un œil typique pour différents diamètres de pupille. On se rend compte que la diffraction dicte les performances de l'œil jusqu'à 1 – 2 mm (Thibos *et al.* montrent sur une population de 200 yeux que la limite se situe en moyenne à 1.22 mm [Thibos *et al.*, 2002b]). Au-delà, les aberrations oculaires limitent les performances de l'œil et plus la pupille est grande, plus les performances de l'œil s'éloignent de celles d'un œil parfait limité par la diffraction.

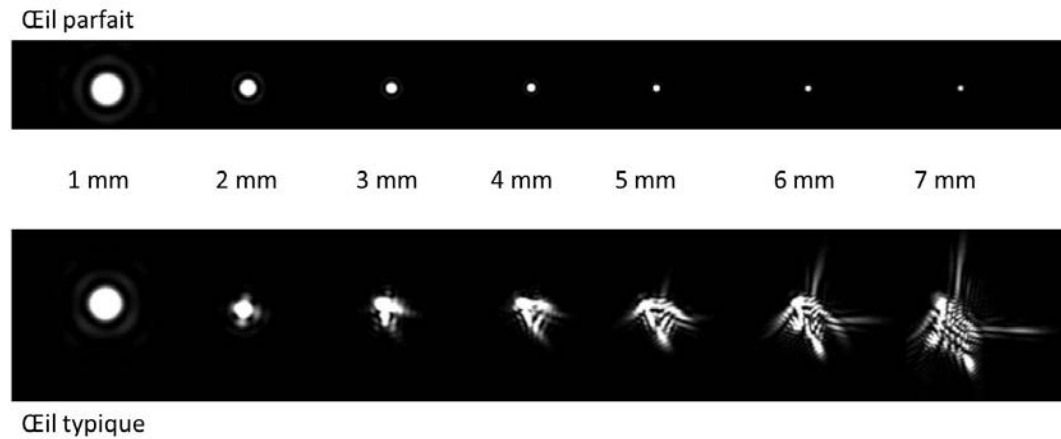


FIGURE 1.18 – Comparaison de la PSF d'un œil typique et de la PSF d'un œil parfait pour différents diamètres de la pupille de l'œil [Crédits : Austin Roorda].

Réponse impulsionnelle par mode de Zernike L'effet en plan focal des premiers modes de Zernike pris un à un est donné figure 1.19.

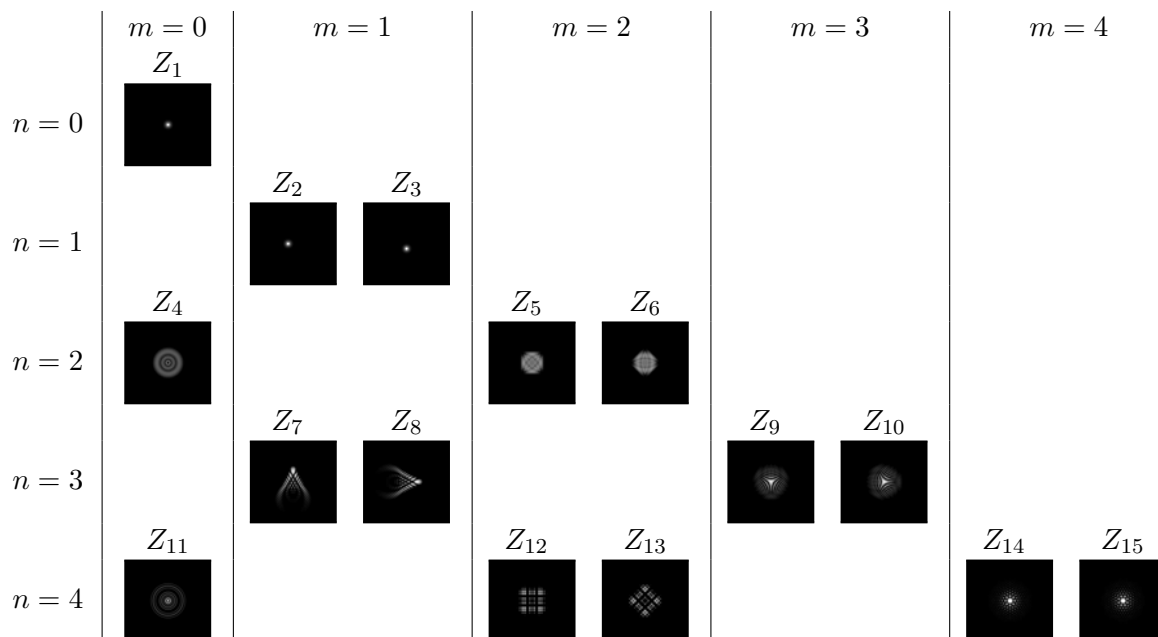


FIGURE 1.19 – PSF correspondant aux quinze premiers modes de Zernike.

Critère de qualité La variance spatiale de la fonction d’aberration précédemment introduite permet de décrire la qualité optique du front d’onde. On utilise également parfois des valeurs PV (pour pic à vallée ou *Peak to Valley* en anglais) qui représentent l’écart entre les points extrêmes de la fonction d’aberration sur la pupille d’analyse.

La qualité du front d’onde en regard du front d’onde parfait peut aussi être estimée en plan focal, en comparant l’intensité sur axe de la PSF aberrante et celle de la PSF idéale (voir figure 1.20). Le rapport de ces deux intensités est appelé rapport de Strehl. Dans le cas de faibles perturbations, le rapport de Strehl S s’exprime en fonction de la variance spatiale de la fonction d’aberration SWFE comme suit :

$$S = e^{-\frac{4\pi^2}{\lambda^2} \text{SWFE}} \quad (1.8)$$

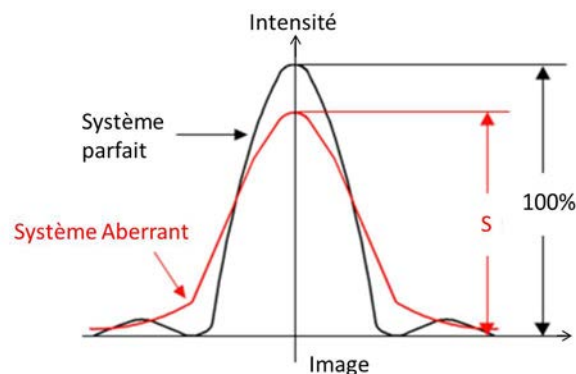


FIGURE 1.20 – Définition du rapport de Strehl [Crédits : www.olympus-ims.com].

Aberrations statiques

Commençons par examiner les défauts de vision corrigés par les lunettes (voir annexe A). Ils sont souvent exprimés en puissance de correction (égale à l’opposé du défaut à corriger). La sphère caractérise la puissance à ajouter devant l’œil pour corriger un défaut de type défocus, le cylindre la puissance à ajouter devant l’œil selon un certain axe pour corriger un défaut de type astigmatisme. La figure 1.21 nous donne une idée de la répartition de la sphère et du cylindre sur une population adulte occidentale⁴.

Plusieurs campagnes de mesure de grande ampleur renseignent sur la distribution statistique des aberrations statiques de l’œil sain sur axe en termes de coefficients de Zernike [Porter *et al.*, 2001, Thibos *et al.*, 2002b, Castejón-Mochón *et al.*, 2002, Wang et Koch, 2003, Salmon et van de Pol, 2006]. Il ressort que :

- Le niveau d’aberration décroît avec l’ordre radial (voir figure 1.22). Même lorsque les aberrations du second ordre sont corrigées par le port de verres correcteurs (qui apportent une correction à ± 0.125 D par rapport au meilleur foyer), ce sont celles qui dominent [Thibos *et al.*, 2002b].
- Le niveau d’aberrations croît à peu près linéairement avec la surface de la pupille.
- En moyenne sur la population, la WFE associée aux aberrations de hauts ordres vaut autour de $0.33 \mu\text{m}$ à 550 nm pour une pupille de 6 mm (d’après [Salmon et van de Pol, 2006], évaluée sur 2560 yeux / 1433 sujets), ce qui correspond à un défocus équivalent de 0.25 D .

4. Les statistiques données par ces graphes sont un peu surprenantes, car l’œil moyen est donné hypermétrope alors que 39 % de la population serait myope et seulement 9 % hypermétrope selon le SNOF (Syndicat National des Ophtalmologistes de France). A défaut de mieux, nous considérons cette répartition de l’amétropie dans la suite.

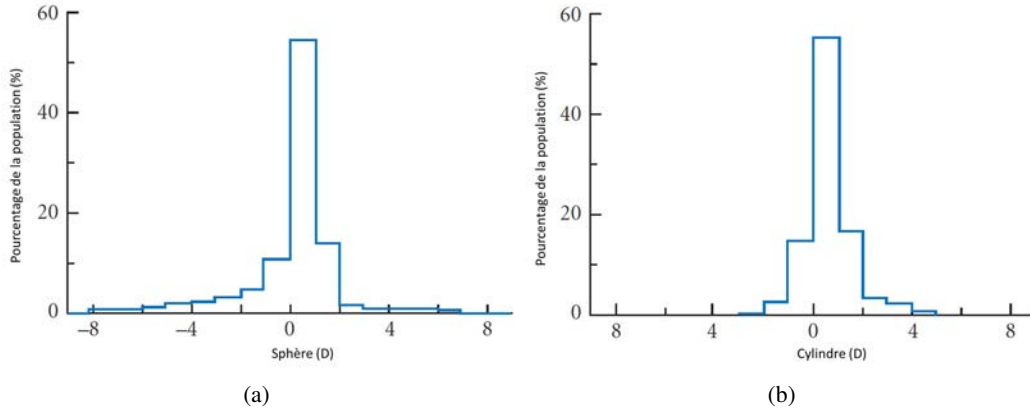


FIGURE 1.21 – Répartition des défauts du second ordre dans la population adulte rapportée dans le *Handbook of Optics* [Bass et al., 2009]. (a) Sphère (négative pour un myope, positive pour un hypermétrope) mesurée sur une population d’hommes jeunes [Stenstrom, 1948]. (b) Cylindre [Lyle, 1971]. Le graphe fait seulement état de l’astigmatisme vertical, qui est le plus répandu dans la population (les 4 % de la population non représentés présentent un astigmatisme oblique). Les valeurs de 4 à 0 sur la partie gauche du graph sont relatives à un angle de 0° à 30° décrivant un astigmatisme dit direct, et les valeurs de 0 à 4 sur la partie droite à un angle de 90° à 120° décrivant un astigmatisme dit indirect.

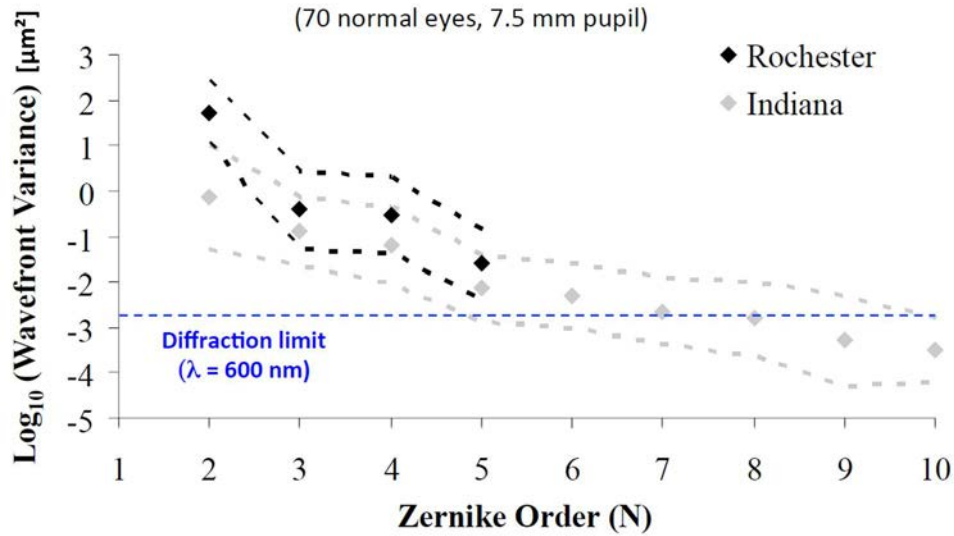


FIGURE 1.22 – Répartition de la variance spatiale entre les différents ordres radiaux pour deux populations de 70 yeux (Rochester et Indiana) pour une pupille de 7.5 mm de diamètre [Doble et Miller, 2006, Doble et al., 2007]. La limite de diffraction indiquée correspond à un Strehl de 80 % à 600 nm.

- Les aberrations varient beaucoup d’un œil à l’autre. Chaque aberration semble suivre une statistique gaussienne centrée sur zéro sur la population, à l’exception de l’aberration sphérique (a_{11}) dont la valeur moyenne est nettement positive ; cette dernière vaut en moyenne $0.10 \pm 0.12 \mu\text{m}$ pour une pupille de 6 mm (d’après [Salmon et van de Pol, 2006], voir figure 1.23).
- Une certaine symétrie du front d’onde est observée entre les deux yeux d’une même personne.

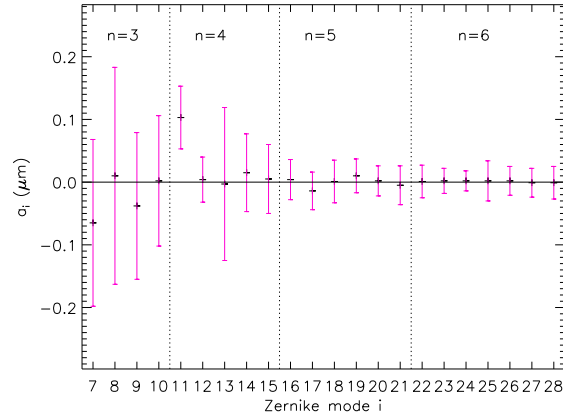


FIGURE 1.23 – Répartition des aberrations de hauts ordres dans la population, par mode de Zernike, pour une pupille de 6 mm de diamètre, à 550 nm, selon Salmon *et al.* [Salmon et van de Pol, 2006]. Les symboles indiquent les valeurs moyennes et les barres d'erreur plus ou moins un écart type sur la population.

Des études plus spécifiques se sont intéressées à l'évolution des aberrations avec l'âge [Calver *et al.*, 1999, McLellan *et al.*, 2001, Artal *et al.*, 2002, Brunette *et al.*, 2003, Radhakrishnan et Charman, 2007, Berrio *et al.*, 2010], avec le niveau d'accommodation [Cheng *et al.*, 2004, Radhakrishnan et Charman, 2007, López-Gil *et al.*, 2008], avec le niveau de sphère [Llorente *et al.*, 2004]. Il apparaît que :

- Le niveau d'aberration en termes de WFE augmente avec l'âge (voir figure 1.24). Cette évolution est une conséquence de la modification du cristallin avec l'âge (rayon de courbure, asphéricité, profil d'indice). On s'aperçoit en comparant les aberrations générées par la cornée aux aberrations relatives à l'œil complet que le cristallin compense une partie des aberrations amenées par la cornée pendant une bonne partie de la vie [Artal *et al.*, 2002, He *et al.*, 2003, Berrio *et al.*, 2010], mais que cette compensation est de plus en plus faible à mesure que l'on vieillit [Artal *et al.*, 2002, Berrio *et al.*, 2010]. Notamment, l'aberration sphérique du cristallin négative quand on est jeune devient de plus en plus positive avec l'âge.

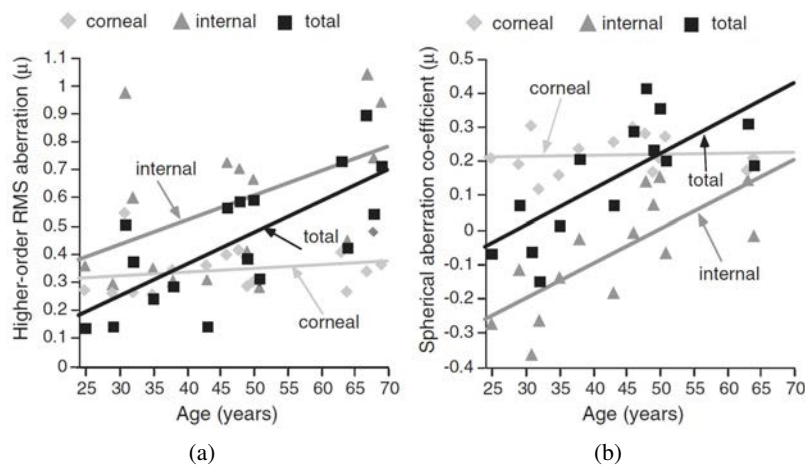


FIGURE 1.24 – Évolution du niveau d'aberration avec l'âge, d'après [Artal *et al.*, 2002] cité dans [Atchison, 2005]. (a) WFE relative aux aberrations de hauts ordres. (b) Aberration sphérique.

- Le niveau d'aberration a tendance à augmenter avec le niveau d'accommodation. Le changement

le plus notable s'observe sur l'aberration sphérique qui diminue avec le niveau d'accommodation et devient rapidement négative.

- Les hypermétropes semblent présenter des aberrations de hauts ordres plus importantes que les myopes. La cornée des hypermétropes serait plus sphérique que celle des myopes d'après Llorente *et al.*. De ce fait, l'aberration sphérique associée à la cornée serait plus positive et donc moins bien compensée par le cristallin, ce qui expliquerait en partie pourquoi le niveau d'aberrations observé chez les hypermétropes serait plus élevé.

En ce qui concerne les aberrations hors-axe, leur caractérisation montre que les aberrations du second ordre ainsi que les aberrations du troisième ordre (mais dans une moindre mesure) augmentent beaucoup avec le champ (voir figure 1.25).

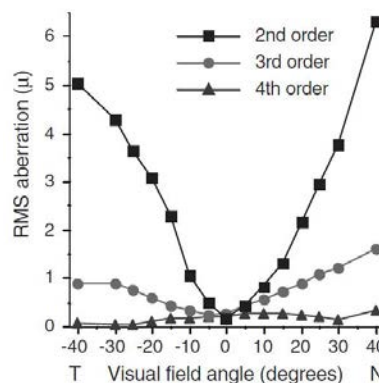


FIGURE 1.25 – Évolution du niveau d'aberration avec le champ. Moyenne sur 5 yeux. D'après [Atchison et Scott, 2002], cité dans [Atchison, 2005]. Pour rappel, la macula s'étale sur 15° autour de 0.

Aberrations dynamiques

Plusieurs études ont pointé le caractère dynamique des aberrations ; même en fixation sur un objet fixe, le niveau d'aberrations de l'œil fluctue. Les premières fluctuations ont été révélées sur le focus [Collins, 1937, Campbell *et al.*, 1959, Charman et Heron, 1988]. Des études aberrométriques poussées réalisées sur des analyseurs de type Shack-Hartmann ont permis de caractériser les aberrations dynamiques sur les différents modes de Zernike ; le tableau 1.1 liste les études recensées, en résumé :

- Des variations temporelles ont été mises en évidence jusqu'à 70 Hz [Nirmaier *et al.*, 2003]. Des études moins résolues ont mesuré des fluctuations jusqu'à 5 Hz [Hofer *et al.*, 2001a] et 30 Hz [Diaz-Santana *et al.*, 2003, Mira-Agudelo *et al.*, 2009].
- Les variations observées sommées sur tous les modes (à partir du troisième ordre) sont de l'ordre de quelques centaines de nanomètres (voir figure 1.26a).
- Pour des yeux n'accommodant pas, les spectres temporels d'aberration rapportés présentent une décroissance en f^{-p} avec p entre 1.3 et 1.5, soit une décroissance en $\simeq -4$ dB/octave [Hofer *et al.*, 2001a, Diaz-Santana *et al.*, 2003, Nirmaier *et al.*, 2003, Hampson, 2008, Mira-Agudelo *et al.*, 2009] (voir figure 1.26b).
- Les fluctuations des aberrations augmentent en amplitude avec le niveau d'accommodation [Campbell *et al.*, 1959, Charman et Heron, 1988, Hofer *et al.*, 2001a, Mira-Agudelo *et al.*, 2009], surtout pour des fréquences en dessous de 12.4 Hz [Mira-Agudelo *et al.*, 2009].

Ces caractérisations temporelles restent à confirmer sur une population plus grande. De fait, les populations étudiées comptent au plus 6 yeux.

Équipe	ASO			Population étudiée
	Diamètre de la pupille d'analyse	Nombre de sous-pupilles	Fréquence d'échantillonnage	
Hofer <i>et al.</i> [Hofer <i>et al.</i> , 2001a]	5.8 mm	57	25.6 Hz	3 yeux
Diaz-Santana <i>et al.</i> [Diaz-Santana <i>et al.</i> , 2003]	4 mm	21	240 Hz	4 yeux
Nirmaier <i>et al.</i> [Nirmaier <i>et al.</i> , 2003]	5.8 mm	≈ 50	300 Hz	1 œil
Hampson <i>et al.</i> [Hampson <i>et al.</i> , 2005]	4.2 mm	≈ 38	21.2 Hz	5 yeux
Mira-Agudelo <i>et al.</i> [Mira-Agudelo <i>et al.</i> , 2009]	5 mm	≈ 314	100 Hz	6 yeux
Leahy <i>et al.</i> [Leahy et Dainty, 2010]	5.4 mm	≈ 346	100 Hz	1 œil

TABLE 1.1 – Bilan des études temporelles des aberrations recensées au début de la thèse.

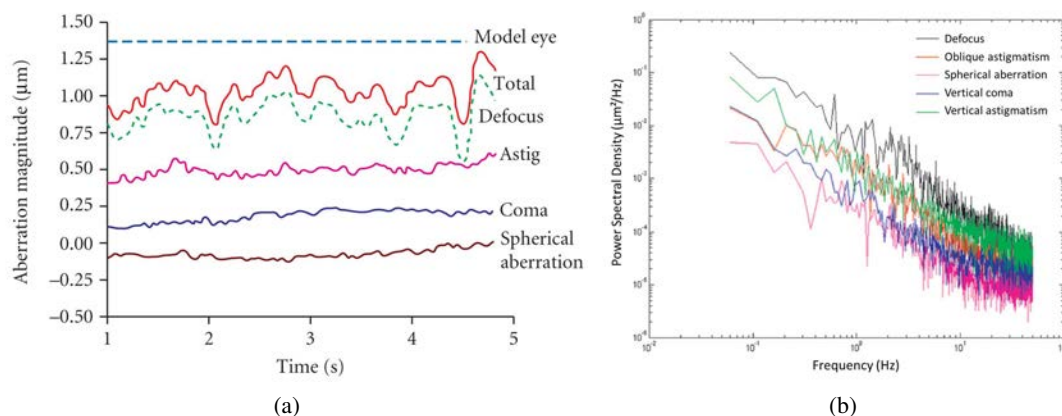


FIGURE 1.26 – Caractérisation des aberrations dynamiques. (a) Exemple de série temporelle pour différents modes de Zernike [Hofer *et al.*, 2001a]. (b) Exemple de spectre temporel pour différents modes de Zernike [Leahy et Dainty, 2010].

Les facteurs principaux identifiés comme responsables des aberrations dynamiques observées sont les micro-accommodations du cristallin [Charman et Heron, 1988], l'écoulement du film lacrymal [Gruppetta *et al.*, 2005, Li et Yoon, 2006] et les mouvements oculaires [Arines *et al.*, 2009, Sahin *et al.*, 2012]. Certains notent également une corrélation des aberrations dynamiques avec les battements cardiaques et la respiration [Zhu *et al.*, 2004, Hampson *et al.*, 2005].

La contribution respective de chacun de ces facteurs reste cependant mal connue et discutée, en particulier celle des mouvements oculaires : Hofer *et al.* considèrent la contribution des mouvements comme négligeable [Hofer *et al.*, 2001a] alors que Arines *et al.* [Arines *et al.*, 2009] ainsi que Sahin *et al.* [Sahin *et al.*, 2012] mettent en évidence leur part importante dans la dynamique des aberrations.

Aberrations chromatiques

Le caractère dispersif des différents milieux oculaires entraîne des aberrations chromatiques. En première approximation, la dispersion de l'œil peut être considérée égale à celle de l'eau (voir courbe en tirets bleus figure 1.27) ; la dispersion de la cornée, de l'humeur aqueuse et du corps vitré sont en effet très proches de celle de l'eau. Plus précisément, la dispersion des différents milieux peut être modélisée par la formule de Cauchy décrivant l'indice n en fonction de la longueur d'onde λ selon : $n(\lambda) = A + B/\lambda^2 + C/\lambda^4 + D/\lambda^6$ (voir [Atchison et Smith, 2005] pour paramétrage).

Les aberrations chromatiques sont souvent caractérisées en termes d'aberration longitudinale (*Longitudinal Chromatic Aberration* / LCA) et d'aberration transversale (*Transversal Chromatic Aberration* / TCA). La LCA varie peu d'un individu à l'autre et vaut environ 1.3 D pour une plage de longueur d'onde entre 450 nm et 650 nm [Thibos et al., 1992, Marcos et al., 1999]. La figure 1.27 présente l'évolution de la LCA avec la longueur d'onde. En revanche, les études de la TCA montrent une TCA très variable d'une mesure à l'autre et d'un individu à l'autre [Marcos et al., 1999].

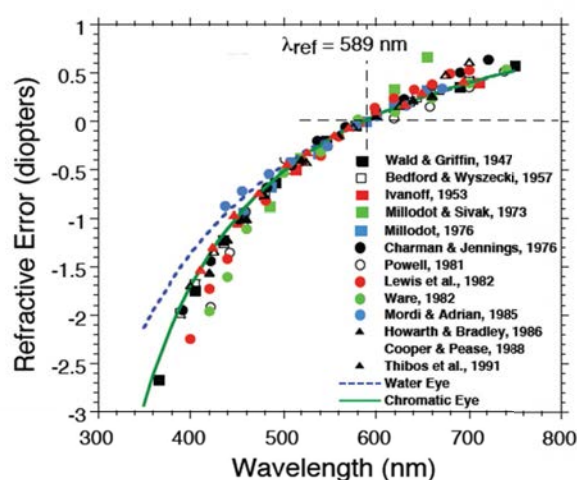


FIGURE 1.27 – Aberration chromatique longitudinale de l'œil rapportée par différents groupes, cité dans [Atchison et Smith, 2000]. A titre informatif, l'évolution de LCA pour un œil dont la dispersion est modélisée par celle de l'eau est représentée.

Sur la figure 1.27, la longueur d'onde pour laquelle la LCA est donnée nulle est 589 nm. Une étude plus récente montre que la focalisation optimale, accommodation bloquée, se fait autour de 569 nm lorsque la pupille vaut 3 mm et 575 nm lorsque la pupille vaut 8 mm [Coe et al., 2014].

1.3.3 Bilan

Cette synthèse bibliographique donne une première idée de l'amplitude et de la dynamique temporelle des mouvements de fixation et des aberrations oculaires. Aussi bien les mouvements que les aberrations évoluent sur des échelles de temps très courtes (plusieurs dizaines de Hertz) et peuvent varier de façon importante (l'amplitude d'une micro-saccade peut atteindre 100 μ m et l'amplitude d'une variation de défocus 0.25 D).

Cette synthèse met en évidence certaines lacunes dans la description du comportement spatio-temporel des aberrations. Aucune étude de grande ampleur hautement résolue des aberrations dynamiques n'a été menée. Pourtant, une telle étude paraît indispensable pour dimensionner un dispositif de correction en temps réel des aberrations adapté à l'œil.

1.4 Maitrise des aberrations oculaires grâce à l'Optique Adaptative (OA)

L'Optique Adaptative (OA) est une technique mise en œuvre depuis une vingtaine d'années pour corriger les aberrations oculaires à des fins d'imagerie haute résolution de la rétine. Comme souligné en 1.2, cette technique profiterait à la photocoagulation laser. L'OA mise au service de la photocoagulation laser permettrait en effet de mieux maîtriser la qualité de focalisation du laser à travers l'œil.

Dans cette partie, nous présentons d'abord le principe de l'OA et les différents organes constituant un système d'OA ; puis nous exposons un bref état de l'art des systèmes d'OA dédiés à l'ophtalmologie et faisons le point sur les systèmes de thérapie laser assistés par OA en développement ; pour finir, nous dressons un bilan des différentes sources d'erreur d'un système d'OA dans le but de guider le dimensionnement de systèmes d'OA pour l'œil et soulignons les limitations dues à l'œil et les méconnaissances sur l'œil qui peuvent rendre difficile un tel dimensionnement.

1.4.1 Principe de l'OA

L'optique adaptative permet de corriger en temps réel les défauts de front d'onde introduits lors de la traversée du milieu oculaire en s'appuyant sur :

- ▷ un Analyseur de Surface d'Onde (ASO) qui assure la mesure des défauts de front d'onde ; il existe de nombreux types d'ASO, le plus utilisé en ophtalmologie est l'analyseur de Shack-Hartmann (SH),
- ▷ un élément correcteur qui compense les déformations mesurées ; pour une correction haute résolution, il s'agit la plupart du temps d'un Miroir Déformable (DM),
- ▷ un Calculateur Temps Réel (RTC) qui permet un asservissement temps-réel et pilote l'élément correcteur.

Le principe de l'OA pour l'imagerie de la rétine est illustré sur la figure 1.28. Le système est composé des éléments d'une boucle d'OA arrangés dans une configuration boucle fermée avec le miroir déformable en amont de l'ASO, d'un dispositif d'illumination de la rétine et d'une caméra d'imagerie.

Un première source d'illumination crée une source « ponctuelle » artificielle sur la rétine, appelée communément *source ASO* (voir détails en 1.4.3). Cette source ASO réémet par diffusion dans toutes les directions. Le flux rétrodiffusé se propage à travers l'œil et est analysé en sortie de l'œil dans un plan pupille sur l'ASO. Les déformations de front d'onde mesurées par l'ASO alimentent le calculateur temps réel qui calcule les tensions à envoyer au miroir déformable, également placé dans un plan pupille. Alors, la surface du miroir se modifie pour compenser les déformations de front d'onde mesurées.

Une deuxième source d'illumination éclaire la zone de la rétine à imager. La caméra d'imagerie placée en amont du miroir déformable profite de la correction apportée par le DM et fournit une image hautement résolue de la rétine.

L'analyseur de surface d'onde Shack-Hartmann

L'analyseur de Shack-Hartmann permet d'échantillonner spatialement le front d'onde grâce à une matrice de microlentilles. Son principe de fonctionnement est illustré sur la figure 1.29.

Chaque microlentille définit une sous-pupille. Les images formées en plan focal de chaque sous-pupille, appelées *imagelettes*, donnent une information sur la pente moyenne locale du front d'onde. La pente moyenne locale sur la sous-pupille (p_x, p_y) est liée au déplacement du Centre de Gravité (CdG) $(\Delta x, \Delta y)$ de la tache focale au foyer de la sous-pupille par rapport à une position de référence associée

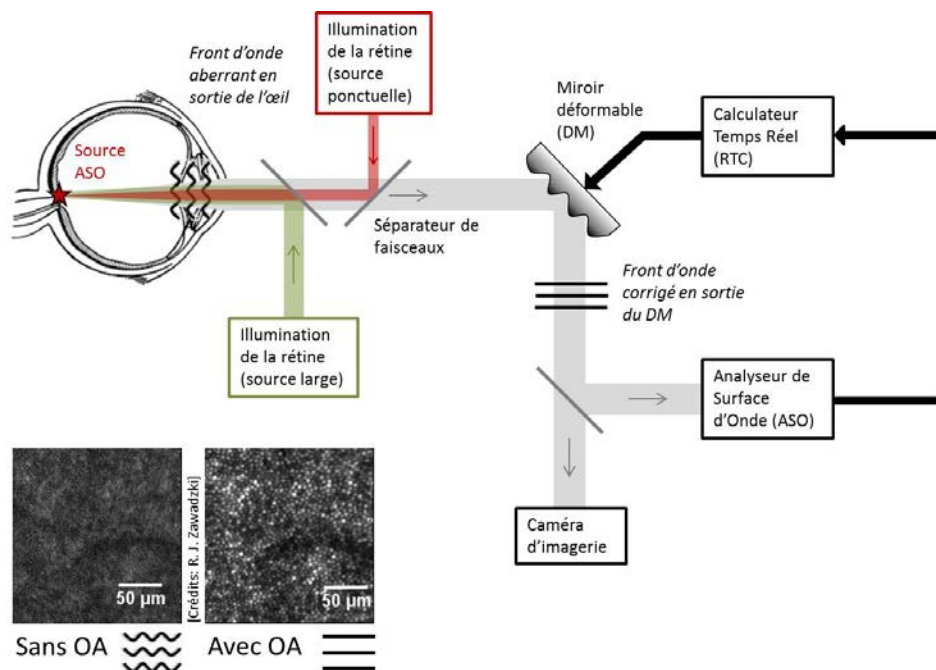


FIGURE 1.28 – Principe de l’OA pour l’imagerie. Le système comprend deux sources d’illumination (la première crée la source ASO utilisée pour l’analyse de front d’onde et la seconde illumine le champ de la rétine à imager), les éléments d’une boucle d’OA (ASO, DM, RTC) et une caméra d’imagerie placée en amont du DM. Lorsque l’OA est opérationnelle, la résolution de l’imagerie augmente.

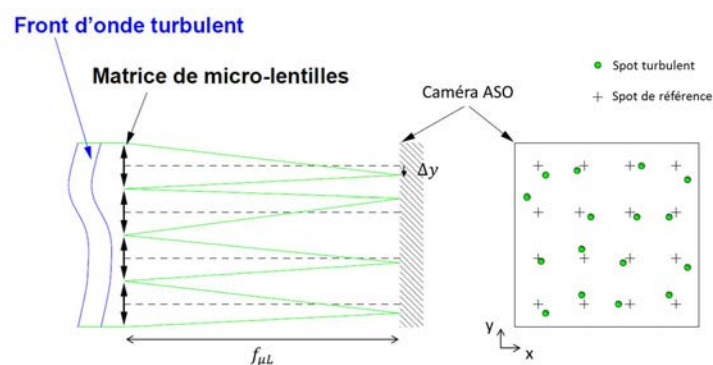


FIGURE 1.29 – Principe de fonctionnement de l’analyseur de surface d’onde de Shack-Hartmann. Il est constitué d’une matrice de microlentilles et d’une caméra. Les croix noires sur la caméra d’analyse correspondent aux mesures de référence, les points verts aux mesures relatives au front d’onde à caractériser. La différence entre les points verts et les croix noires donne accès aux pentes locales du front d’onde.

au front d'onde idéal par la relation suivante :

$$\begin{cases} p_x = \frac{\Delta x}{f_{\mu L}} = \frac{\lambda}{2\pi} \frac{\iint_{ssp} I(x,y) \frac{\partial \varphi_{aberr}}{\partial x} dx dy}{\iint_{ssp} I(x,y) dx dy} \\ p_y = \frac{\Delta y}{f_{\mu L}} = \frac{\lambda}{2\pi} \frac{\iint_{ssp} I(x,y) \frac{\partial \varphi_{aberr}}{\partial y} dx dy}{\iint_{ssp} I(x,y) dx dy} \end{cases} \quad (1.9)$$

où $f_{\mu L}$ est la focale des microlentilles, φ_{aberr} est la phase aberrante à mesurer et I l'intensité dans la sous-pupille.

Dans les limites de linéarité de l'ASO (tant que le déplacement est petit devant la taille du champ vu par la microlentille), la phase exprimée sur une base de modes Φ_{aberr} et le vecteur de mesures de pentes P_{aberr} sont reliés linéairement et il existe donc une relation du type :

$$P_{aberr} = D \cdot \Phi_{aberr} + B \quad (1.10)$$

avec B le vecteur de bruit sur chaque mesure de pente.

Nous aborderons plus en détails la reconstruction sur la base des modes de Zernike en 2.7.3.

Le miroir déformable

Le miroir déformable permet de corriger le front d'onde aberrant en se déformant. Sa forme est contrôlée par des éléments électromécaniques appelés actionneurs (ou encore moteurs) commandés électroniquement. Il existe une grande variété de miroirs déformables. Une première distinction peut être faite entre miroirs à surface continue et miroirs segmentés. Une autre distinction peut être faite par rapport au concept d'actionneur utilisé ; ainsi, il existe des miroirs à empilement piezo-électriques, des miroirs bimorphes, des miroirs électrostatiques (miroirs MEMS), des miroirs magnétiques, des miroirs à ferrofluides. Une présentation des différentes technologies peut être trouvée dans [Lombardo *et al.*, 2012].

Un miroir déformable est caractérisé par ses propriétés spatiales et temporelles, ses principales caractéristiques étant :

- le nombre d'actionneurs et la distance inter-actionneurs (appelée *pitch* en anglais) : le nombre d'actionneurs détermine le nombre de modes que le miroir peut corriger,
- la course de actionneurs (appelée *stroke* en anglais) : la course définit l'amplitude maximale de déplacement de la surface optique du miroir et par suite détermine la dynamique spatiale de correction du miroir,
- les fonctions d'influence des actionneurs : les fonctions d'influence définissent la réponse du miroir vis-à-vis de la commande en tension d'un seul actionneur ; elles caractérisent le couplage inter-actionneurs, i.e. l'effet du déplacement d'un actionneur sur ses voisins,
- la qualité de front d'onde,
- le temps de réponse,
- l'hystérésis.

La phase de correction Φ_{corr} générée par le miroir déformable s'exprime de façon linéaire en fonction des tensions appliquées sur les différents actionneurs U_{corr} selon :

$$\Phi_{corr} = N \cdot U_{corr} \quad (1.11)$$

où N représente la matrice d'influence du miroir et regroupe l'ensemble des fonctions d'influence ; elle est de dimension nombre de modes par nombre d'actionneurs.

Cette phase de correction peut être exprimée dans différentes bases de modes.

La commande et le calculateur temps réel

Le calculateur temps réel permet à chaque instant à partir des mesures de pentes fournies par le Shack-Hartmann de contrôler le miroir déformable en tension afin de corriger les aberrations oculaires.

L'ASO et le miroir déformable peuvent être considérés comme des composants linéaires. Par suite, la connaissance de la relation liant pentes du SH et tensions du DM permet de facilement calculer les tensions à envoyer pour corriger un front d'onde caractérisé par des mesures de pentes données. La matrice d'interaction M_{inter} caractérise ce lien entre vecteur de tensions U et vecteur de pentes P :

$$P = M_{inter} \cdot U \quad (1.12)$$

La matrice d'interaction est généralement construite expérimentalement. Pour cela, la démarche est d'appliquer successivement à chaque actionneur du miroir une tension connue et de mesurer la réponse en termes de pentes au niveau de l'ASO. La matrice d'interaction est de dimension nombre de pentes par nombre d'actionneurs.

Le vecteur de tensions U_{corr} permettant de corriger un front d'onde aberrant ayant conduit à une mesure de pentes P_{aberr} est donné par :

$$U_{corr} = -M_{com} \cdot P_{aberr} \quad (1.13)$$

où M_{com} est la matrice de commande, qui est égale au pseudo-inverse de M_{inter} . Notons le signe moins (-) devant la matrice de commande qui exprime la correction.

Chronogramme d'une boucle d'OA Le chronogramme d'une boucle d'OA à 2 trames de retard est illustré figure 1.30. Le temps d'intégration de l'ASO T fixe la fréquence d'échantillonnage de la boucle d'OA f_{ech} à $1/T$. Sur une première période T , l'ASO intègre la phase à corriger. Sur une seconde période T , les imagerie ASO sont lues, les pentes mesurées et les tensions à envoyer au miroir déformable calculées. A la fin de ces deux trames, la commande est envoyée au miroir déformable. Le miroir est ainsi commandé avec deux trames de retard, puisque le calcul de la commande appliquée au miroir déformable est calculée à partir de la phase intégrée deux trames avant.

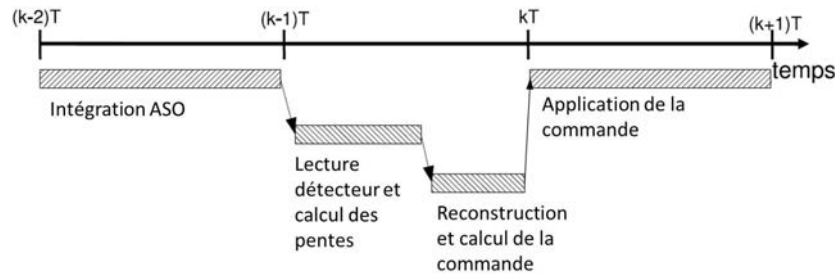


FIGURE 1.30 – Chronogramme d'une boucle d'OA classique à deux trames de retard.

Architecture d'un système d'OA en boucle fermée Dans la configuration boucle fermée, le miroir déformable est vu par l'ASO. Par conséquent, ce dernier mesure un résidu de correction de la phase aberrante. Un schéma bloc d'une OA en boucle fermée est donné figure 1.31. La phase résiduelle (continue) est notée φ_{res} et est définie par la relation suivante :

$$\varphi_{res} = \varphi_{aberr} - \varphi_{corr} \quad (1.14)$$

L'avantage de la configuration boucle fermée est que l'on s'affranchit des problèmes de non linéarité de l'ASO en travaillant autour du point de fonctionnement de l'ASO sur des résidus de phase (de « faible » amplitude). Ainsi, la boucle est plus robuste à des erreurs sur la matrice d'interaction.

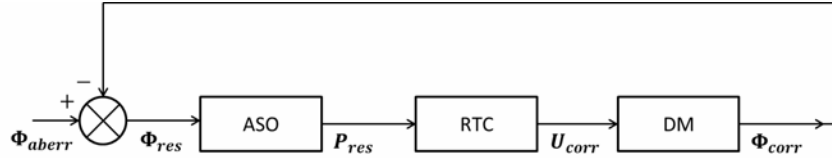


FIGURE 1.31 – Schéma bloc d'un système d'OA en boucle fermée. Pour simplifier, nous avons considéré un bruit de mesure nul ici. P_{res} est le vecteur de pentes relatif à la phase résiduelle et U_{corr} le vecteur de commande.

Contrôle dynamique La commande la plus répandue est la commande intégrateur, elle s'écrit :

$$U_{corr_{k+1}} = U_{corr_k} + g \cdot \delta U_{corr_k} \quad (1.15)$$

où U_{corr_k} désigne le vecteur de commande à l'instant k , δU_{corr_k} le terme correctif calculé selon l'équation 1.13 appliquée à la mesure de phase résiduelle P_{res} et g le gain de l'intégrateur.

Cette loi de commande est facile à mettre en œuvre, dès lors que la matrice d'interaction a pu être inversée. Elle offre une atténuation très forte des basses fréquences en effectuant un filtrage passe-haut.

Pour rendre compte de l'efficacité de correction, on définit la fonction de transfert de réjection (FTR). Le module de la FTR correspond au rapport des densités spectrales de puissance de la phase résiduelle et de la phase aberrante : $|FTR|^2 = \frac{|TF(\varphi_{res}(t))|^2}{|TF(\varphi_{aberr}(t))|^2}$, avec $TF(\cdot)$ désignant la transformée de Fourier. Est tracé sur la figure 1.32 un exemple de fonction de transfert de réjection pour un système d'OA avec une commande de type intégrateur tournant à 200 Hz selon la fréquence d'évolution du défaut à corriger. Le système atténue les basses fréquences jusqu'à la bande passante BP du système (passage à 0 dB) qui vaut environ $f_{ech}/15$ pour un gain de 0.5⁵. Il amplifie légèrement les fréquences au-delà de la bande passante, plus ou moins selon la valeur du gain g ⁶ ; le gain étant lié à la stabilité de l'asservissement (on peut montrer qu'il faut avoir un gain inférieur à 0.5 pour être assuré que le système soit stable [Roddiér, 1999]). Enfin, il transmet avec un gain unitaire les hautes fréquences.

5. $BP(f_{ech}, g) = \frac{f_{ech}}{\pi} \cdot \arcsin \sqrt{\frac{3-\sqrt{9-4g}}{8}}$ [Granjon, 2010].

6. Le maximum de l'overshoot se produisant à une fréquence autour de $f_{ech}/8$ [Granjon, 2010].

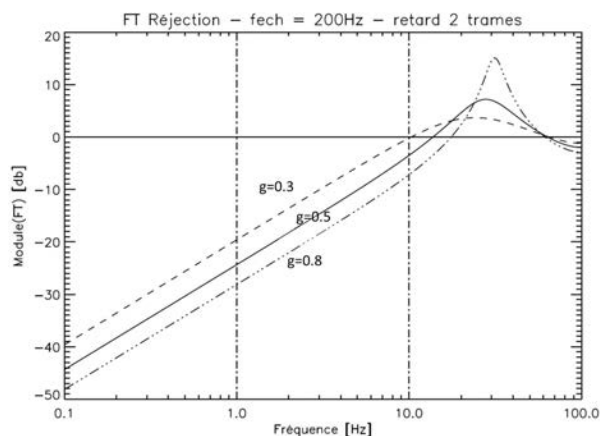


FIGURE 1.32 – Exemple de fonction de transfert de réjection pour un système à 2 trames de retard. On note l’atténuation des basses fréquences. Le passage à 1 (0 dB d’atténuation) définit la bande passante du système d’OA. On note l’overshoot arrivant juste après le bande passante qui caractérise une légère sur-excitation des fréquences situées juste après la BP de l’OA. Pour les très hautes fréquences, le système n’a plus d’influence et la FTR vaut 1 [Crédits : Jean-Marc Conan].

1.4.2 Etat de l’art sur les systèmes d’OA pour l’œil

Applications de l’OA pour l’œil

L’optique adaptative sert différentes applications : l’imagerie de la rétine, la psychophysique, la chirurgie laser.

Le couplage d’un système d’OA avec un système d’imagerie de la rétine rend possible l’imagerie ultra haute résolution. Les systèmes les plus performants permettent aujourd’hui de résoudre in-vivo les différentes cellules de la rétine (voir figure 1.2) [Williams, 2011] : les fibres nerveuses, les cellules ganglionnaires, les vaisseaux, les cônes, les bâtonnets, les cellules de l’épithélium rétinien. L’imagerie au niveau cellulaire ouvre de nouveaux horizons pour le diagnostic et le suivi des pathologies rétinienues, le test et le suivi des traitements développés et promet d’offrir une meilleure compréhension des pathologies et de la physiologie de la rétine.

La psychophysique s’intéresse à l’étude des relations qui existent entre un stimulus physique et la perception que l’on en a. L’OA offre la possibilité de contrôler le stimulus physique envoyé dans l’œil (i.e. choisir la zone de la rétine stimulée, la taille et la forme du stimulus). La psychophysique assistée par OA est mise en œuvre notamment pour étudier la vision des couleurs et l’impact des aberrations sur les performances visuelles.

La chirurgie de la rétine associée à l’OA permet de cibler avec précision les cibles pathologiques et ainsi de limiter les dommages collatéraux. Des développements sont en cours pour réaliser des systèmes de chirurgie au laser femto-seconde assistés par OA.

Premiers systèmes d’OA pour l’œil

Les premiers systèmes d’OA mis en œuvre pour la correction des aberrations oculaires de hauts ordres ont été réalisés sur la base des développements en OA pour l’astronomie débutés une quarantaine d’années plus tôt. La première mondiale accomplie par Liang et Williams à l’université de Rochester en 1997 est effectuée avec un miroir déformable Xinetics à 37 actionneurs piezo-électriques (PZT) utilisé à l’origine en astronomie et un analyseur Shack-Hartmann comptant 221 microlentilles sur une pupille de 6.8 mm de diamètre [Liang *et al.*, 1997]. Le système intègre une imagerie plein champ (ophtalmoscope

à illumination plein champ ou *Flood Illumination Ophtalmoscope* en anglais (FIO)) et donne à voir des images des cônes de la rétine à 4° d'excentricité malgré une correction statique (le système met une heure à converger, car le traitement des images SH est long).

Quelques années plus tard, la seconde génération portée par Hofer et Williams assure une correction dynamique et affiche une bande passante de 0.8 Hz [Hofer *et al.*, 2001b] avec une fréquence d'échantillonnage de 30 Hz. Avec une telle bande passante, un gain de 0.3 et en corrigeant (et mesurant) les aberrations jusqu'à l'ordre radial 5, ils rapportent une augmentation du rapport de Strehl d'un facteur 3 en passant de la correction statique à la correction dynamique des aberrations oculaires (ils atteignent un rapport de Strehl de 33 % en corrigeant les aberrations dynamiques) et une WFE résiduelle de $0.1 \mu\text{m}$ sur une pupille de 6.8 mm de diamètre. La fonction de transfert de réjection expérimentale qu'ils obtiennent, montrée sur la figure 1.33, illustre l'efficacité du filtrage jusqu'à environ 0.8 Hz des perturbations dynamiques et met en évidence une légère amplification des fréquences temporelles autour de 2 Hz.

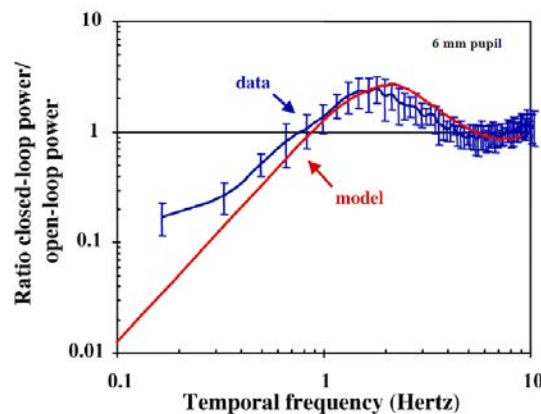


FIGURE 1.33 – Fonction de transfert de réjection obtenue par Hofer *et al.* [Hofer *et al.*, 2001b]. En bleu, le rapport moyenné sur 6 yeux des densités spectrales de puissance des phases résiduelles après correction dynamique et après correction statique (les barres d'erreur représentent plus ou moins un écart-type sur la population de 6 yeux). En rouge, la courbe théorique.

La même année, l'équipe de Fernandez et Artal démontre également le gain apporté par une correction en temps réel du front d'onde oculaire sur un système tournant à 25 Hz avec un ASO de type Shack-Hartmann et un miroir déformable à 37 actionneurs électrostatiques développé par OKOTech. De même que Liang *et al.*, ils ne mesurent et ne corrigent les aberrations que jusqu'à l'ordre radial 5 et atteignent une WFE résiduelle de $0.1 \mu\text{m}$ mais la pupille de leur système est plus réduite que celle de Hofer et ne fait que 4.3 mm. Leur système ne dispose pas d'une illumination plein champ et permet seulement d'acquérir des PSF double passage à travers l'œil.

D'autres modalités d'imagerie que l'ophtalmoscope à illumination plein champ sont couplées à de l'optique adaptative. Roorda *et al.* présentent en 2002 le premier ophtalmoscope confocal à balayage laser ou *confocal Scanning Laser Ophtalmoscope* en anglais (cSLO) assisté par OA [Roorda *et al.*, 2002]. Le cSLO est basé sur le principe du microscope confocal. La rétine est éclairée point par point et le flux rétrodiffusé collecté en chaque point est filtré par un trou confocal ou *pinhole* en anglais (conjugué de la rétine). Ce filtrage permet d'exclure la lumière en provenance des plans adjacents au plan d'intérêt dans la rétine et ainsi d'améliorer le sectionnement optique. Le couplage de l'OA avec un tel système d'imagerie implique quelques changements de conception par rapport aux systèmes plein champ précédents. Pour assurer une bonne collection du flux sur le détecteur en sortie du trou confocal, il est nécessaire que le faisceau d'illumination utilisé pour l'imagerie soit bien focalisé sur la rétine et donc qu'il voie la correction apportée par le miroir déformable. Ainsi, le dispositif d'illumination

est généralement placé en amont du DM et la même source est utilisée pour l'analyse de front d'onde et l'imagerie. L'adressage point par point de la zone d'intérêt dans la rétine se fait avec un couple de miroirs galvanométriques positionnés en plan pupille devant l'œil. Il résulte de cette configuration que la mesure des pentes réalisée sur le Shack-Hartmann sur une trame correspondant à la durée nécessaire pour balayer la zone d'intérêt dans la rétine est relative à une mesure des aberrations moyenne sur le volume défini par le champ scanné sur la rétine. Le cSLO de Roorda comprend un ASO de type SH et un miroir déformable Xinetics à 37 actionneurs (identique à celui du système de Hofer *et al.* sus-présenté). Le système tourne à 30 Hz et image un champ de 4 par 4°. Ils rapportent une WFE résiduelle entre 0.09 et 0.15 μm (calculée en prenant en compte les dix premiers ordres radiaux) pour une pupille de 7 mm de diamètre sur une population de 5 personnes et une résolution latérale, respectivement axiale, de 2.5 μm , respectivement 100 μm .

L'OA a aussi été rapidement couplée à des systèmes de tomographie optique cohérente ou *Optical Coherence Tomography* en anglais (OCT) pour en améliorer leur résolution latérale, typiquement limitée à une vingtaine de micromètres. L'OCT est une technique interférométrique fournissant une imagerie 3D de la rétine. Le principe se base sur celui du Michelson. Il s'agit de faire interférer le faisceau rétrodiffusé par l'œil avec un faisceau de référence pour détecter les différentes couches de la rétine. La résolution axiale est déterminée par la longueur de cohérence de la source utilisée mais la résolution latérale est limitée par les aberrations oculaires. Miller *et al.* sont les premiers à mettre en œuvre un tel système [Miller *et al.*, 2003], ils reprennent eux-aussi le DM Xinetics 37 et ont un Shack-Hartmann à 17 par 17 microlentilles qui tourne à 22 Hz. Peu après eux, Zawadzki *et al.* présentent un système OA-OCT à balayage avec un DM bimorphe AOptix à 35 actionneurs et un ASO SH avec 20 par 20 microlentilles (sur une pupille de 10 mm) tournant à 25 Hz [Zawadzki *et al.*, 2005]. De la même manière qu'avec le cSLO, dans leur système, la même source est utilisée pour l'analyse de surface d'onde et l'imagerie, et celle-ci est placée en amont du DM. Contrairement aux systèmes précédemment présentés, leur système ne présente pas de précompensation d'amétropie sur le chemin d'analyse ; cette fonction est assurée par le DM lui-même grâce à sa grande course. La course mécanique des actionneurs du DM AOptix s'élève à 16 μm , contrairement à celle du Xinetics 37 qui vaut seulement 4 μm et ne permet pas d'encaisser les aberrations du second ordre dès que le sujet est un peu trop amétrope. Zawadzki *et al.* atteignent une WFE résiduelle légèrement inférieure à 0.1 μm et une résolution latérale de 4 μm .

Vers un dimensionnement optimal des systèmes d'OA pour l'œil

La majorité des systèmes d'OA développés pour l'œil tournent autour de 15 – 30 Hz et présentent une bande passante autour de 1 – 2 Hz, en accord avec les recommandations de Hofer *et al.* données sur la base de leur étude des aberrations dynamiques à 25 Hz [Hofer *et al.*, 2001a]. Néanmoins, plusieurs équipes pointent l'intérêt de travailler à des cadences plus élevées pour mieux corriger les aberrations dynamiques et mettent en œuvre des systèmes d'OA plus rapides. Ainsi, Diaz-Santana *et al.* démontrent expérimentalement qu'augmenter la bande passante de quelques Hertz à une vingtaine de Hertz permet d'augmenter le rapport de Strehl [Diaz-Santana *et al.*, 2003] et Glanc *et al.* acquièrent des images plein champ de la rétine avec un système d'OA tournant à 70 Hz [Glanc *et al.*, 2004]. L'étude d'Evans *et al.* va aussi dans ce sens en mettant en évidence qu'il serait profitable d'avoir une boucle d'OA avec une bande passante supérieure à 1 Hz [Evans *et al.*, 2009].

Sur la base des données acquises lors de deux campagnes de mesure des aberrations oculaires statiques de grande envergure, Doble *et al.* fournissent des conseils de dimensionnement du miroir déformable [Doble et Miller, 2006, Doble *et al.*, 2007]. Ils comparent en simulation les performances de miroirs segmentés (de type piston et de type piston+tip-tilt) et de miroirs à surface continue en fonction de leur nombre d'actionneurs. Les deux populations avec lesquelles ils travaillent sont les suivantes :

- ▷ une sous-population de 70 yeux droits extraite de la population étudiée par Thibos *et al.* dans *the Indiana Study* [Thibos *et al.*, 2002b] (mentionnée en 1.3.2),
- ▷ une population de 70 yeux droits myopes (dont la myopie va de -0.8 à -8.5 D) candidats au LASIK recrutée à Rochester.

Les deux populations sont dilatées. En outre, la population d'Indiana est corrigée de ses défauts de vision standards (sphère, cylindre) par des verres correcteurs et son accommodation est paralysée. La répartition des aberrations par ordre radial de ces deux populations a été présentée sur la figure 1.22.

Les performances prédites pour une pupille de 6 mm selon le nombre d'actionneurs et le type de technologie de miroir sont regroupées sur la figure 1.34. Sans surprise, il apparaît qu'il faut beaucoup

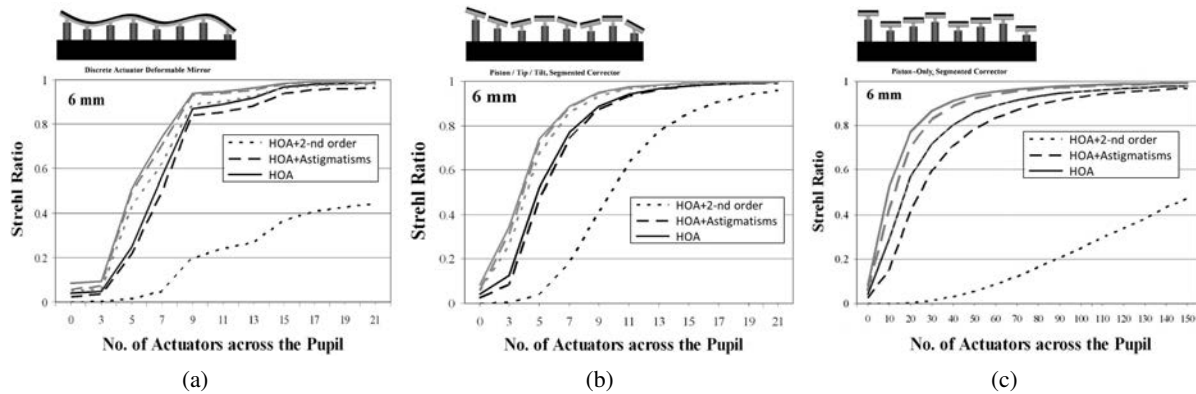


FIGURE 1.34 – Évolution du rapport de Strehl avec le nombre d'actionneurs considérés dans le diamètre de la pupille. Résultats obtenus par simulation à 600 nm et pour une pupille de 6 mm de diamètre sur la base des aberrations statiques acquises sur deux populations de 70 yeux [Doble *et al.*, 2007]. En traits noirs, les résultats de simulation relatifs à la population de Rochester (myope). En traits gris, les résultats de simulation relatifs à la population d'Indiana (dont l'amétropie est corrigée par des verres correcteurs). Dans le calcul du rapport de Strehl sont considérés les HOA seules (en traits continus), les HOA et l'astigmatisme (a_5 et a_6) (en tirets), les HOA et les aberrations du second ordre (a_4 , a_5 et a_6) (en pointillés). (a) Pour un miroir déformable à surface continue (considère un couplage inter-actionneurs de 12 %). Exemples de miroirs à surface continue utilisés : Xinetics 37 (PZT), OKOTech 37 (électrostatique), Boston Micromachines 140 (MEMS), Mirao 52 d'Imagine Eyes (magnétique). (b) Pour un miroir segmenté qui fait du piston et du tip-tilt (pas de couplage inter-actionneurs, taux de remplissage de 100 %). Exemple de miroir segmenté de type piston+tip-tilt utilisé : IrisAO 37. (c) Pour un miroir segmenté qui ne fait que du piston (pas de couplage inter-actionneurs, taux de remplissage de 100 %). Exemple de miroir segmenté de type piston utilisé : Meadowlark 127.

plus d'actionneurs sur un miroir segmenté de type piston que sur un miroir à surface continue ou sur un miroir segmenté de type piston+tip-tilt pour corriger un même niveau d'aberrations. De fait, les miroirs segmentés de type piston approximent mal un front d'onde continu. Dans le tableau 1.2 sont regroupés les spécifications requises sur le nombre d'actionneurs pour arriver à un Strehl de 0.8 sur une pupille de 6 mm à 600 nm en considérant les aberrations de hauts ordres seules (HOA) ou l'ensemble des aberrations (second ordre + HOA). Pour atteindre un rapport de Strehl de 0.8 avec un miroir à surface continue, les simulations de Doble nous disent qu'il faut avoir autour de 7 actionneurs dans le diamètre de la pupille. C'est le cas par exemple avec un miroir Boston Micromachines 140 (MEMS), un ALPAO 88 (magnétique) ou encore un Xinetics 97 (PZT).

Un autre point important à prendre en compte dans le dimensionnement du miroir déformable est la

Paramètre	Population de Rochester	Population d'Indiana
Nombre d'actionneurs pour un miroir à surface continue	8 (HOA seules)	6 (HOA seules) / 7 (second ordre + HOA)
Nombre d'actionneurs pour un miroir segmentés faisant du piston et du tip-tilt	9 (HOA seules)	8 (HOA seules) / 9 (second ordre + HOA)
Nombre d'actionneurs pour un miroir segmentés faisant du piston	40 (HOA seules)	22 (HOA seules) / 40 (second ordre + HOA)

TABLE 1.2 – Nombre d'actionneurs dans le diamètre de la pupille requis pour atteindre un rapport de Strehl de 80 % sur l'ensemble de la population de Rochester et sur l'ensemble de la population d'Indiana (dont on rappelle que l'amétropie est corrigée et l'accommodation paralysée) pour une pupille de 6 mm de diamètre, en considérant les aberrations de hauts ordres seules (HOA) ou l'ensemble des aberrations (second ordre + HOA). D'après la figure 1.34.

course maximale des actionneurs. Toujours sur les mêmes populations, Doble *et al.* étudient la course nécessaire étant données les aberrations PV mesurées sur leurs populations. Leurs résultats sont reportés dans le tableau 1.3 pour une pupille de 7.5 mm de diamètre. Dans le cas idéal où l'amétropie est compensée et l'accommodation paralysée (cas de la population d'Indiana), la course minimale requise pour corriger 95 % de la population est de 11 μm . Pour corriger une population normale dans des conditions normales (accommodation non bloquée), il faut plutôt avoir une course de quelques dizaines de micromètres, ce qui élimine pas mal de miroirs déformables, notamment le Boston Micromachines 140 (MEMS) qui n'a qu'une course de 7 μm et le Xinetics 37 qui n'a qu'une course de 8 μm en termes de chemin optique. Les miroirs magnétiques ont souvent un stroke plus large (l'ALPAO 88 a une course de 40 μm , le Mirao 52 une course de 50 μm).

Paramètre	Population de Rochester	Population d'Indiana
Course maximale des actionneurs (<i>stroke</i>)	10 – 53 μm	7 – 11 μm

TABLE 1.3 – Course des actionneurs requise pour corriger 95 % de la population sur une pupille de 7.5 mm de diamètre.

Pour profiter d'un *stroke* important pour la correction des bas ordres et d'un grand nombre d'actionneurs pour la correction des hauts ordres, certains mettent en œuvre une correction Woofer-Tweeter avec un système à deux miroirs déformables comme Hammer *et al.* qui associent un miroir Mirao 52 (magnétique) pour la correction bas ordres avec un miroir Boston Micromachines 144 (MEMS) pour la correction des hauts ordres [Hammer *et al.*, 2006, Mujat *et al.*, 2009] ou Chen *et al.* qui associent un miroir AOptix 35 (bimorphe) avec un miroir Boston Micromachines 140 (MEMS) [Chen *et al.*, 2007].

L'étude comparative de Devaney *et al.* sur 6 miroirs commercialisés (AgilOptics 37, OKO 37 (électrostatique), OKO 19, AOptix 35, IrisAO 37, OKO 37 (PZT), Mirao 52, BMC 140) pointe également la nécessité de travailler avec des miroirs présentant des courses élevées. De nouveau sur la base des données obtenues par Thibos [Thibos *et al.*, 2002b], ils désignent le Mirao 52 comme le miroir le plus apte des six miroirs étudiés à corriger (en statique) le front d'onde oculaire grâce à son nombre relativement important d'actionneurs et la course de ses actionneurs.

Systèmes de chirurgie laser assistés par OA

Présentation du concept d'OA dans le cas de la chirurgie laser Le principe du système de chirurgie laser assisté par OA est illustré sur la figure 1.35. Le système est composé des éléments d'une boucle d'OA arrangés dans une configuration boucle fermée avec le miroir déformable en amont de l'ASO et d'un laser de photocoagulation positionné en amont du DM de telle sorte à profiter de la correction apportée par le miroir déformable.

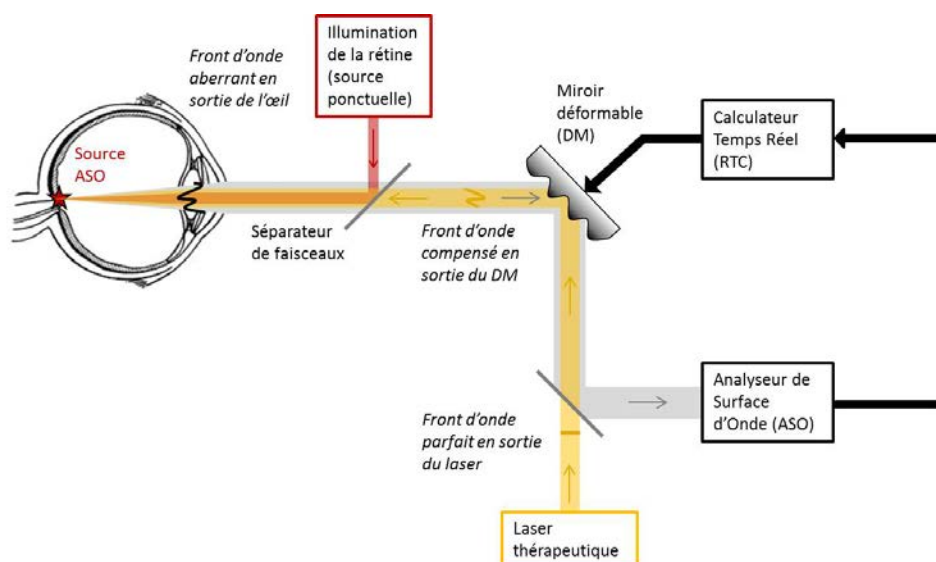


FIGURE 1.35 – Principe du système de photocoagulation laser assisté par OA. Le système comprend les éléments d'une boucle d'OA (ASO, DM, RTC), une source d'illumination créant la source ASO sur la rétine et un laser de photocoagulation.

Etat de l'art des systèmes de chirurgie laser assistés par OA Le concept d'OA avec visée thérapeutique a déjà été évoqué, notamment par Ferguson *et al.* [Ferguson *et al.*, 2006, Hammer *et al.*, 2011].

Par ailleurs, une équipe de Lübeck travaille sur la réalisation d'un système de chirurgie vitro-rétinienne au laser femto-seconde assisté par OA et OCT [Krüger *et al.*, 2014, Matthias *et al.*, 2015]. Ce type de chirurgie est utilisé pour le traitement des membranes épi-rétiniennes⁷ et l'élimination des corps flottants indésirables dans le vitré. Leurs problématiques sont les mêmes que celles que nous rencontrons pour la photocoagulation : ils veulent améliorer le confinement de l'impact laser et contrôler la localisation du point d'impact, et proposent par suite, comme c'est le cas dans le projet CLOVIS3D, de corriger les mouvements et aberrations oculaires et de fournir un guidage du positionnement de l'impact par imagerie OCT.

Leurs travaux sont assez avancés puisqu'ils ont apporté une première preuve de concept sur œil artificiel démontrant la faisabilité du traitement des membranes épi-rétiniennes par chirurgie au laser femto-seconde assistée par OA et OCT. Leur œil artificiel est présenté sur la figure 1.36 : il est formé par une lentille et un fragment de rétine de porc ex-vivo immergé dans une chambre remplie d'eau, au devant de laquelle une membrane simulée par une feuille synthétique est placée. Leur système d'OA intègre des composants commercialisés par la société Imagine Eyes (un ASO HASO3 et un DM Mirao 52). Ils montrent dans leur expérience une augmentation du rapport de Strehl de 0.4 à 0.9 et appuient

7. La membrane épi-rétinienne se forme en surface de la rétine au niveau de la macula, elle apparaît comme une peau en surface de la rétine.

leur démonstration par des images OCT illustrant l'efficacité du tir laser qui sectionne parfaitement la membrane et laisse intact la rétine derrière la membrane (voir figure 1.37).

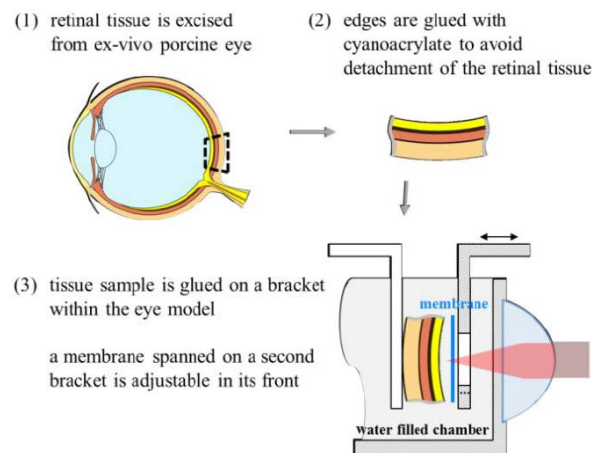


FIGURE 1.36 – Œil artificiel proposé par Matthias *et al.* [Matthias *et al.*, 2015]. L'œil artificiel est constitué d'une lentille et d'une portion de rétine de porc excisée plongée dans de l'eau.

Néanmoins, ce succès est à relativiser. Premièrement, leur échantillon est statique donc il n'y a ni mouvements, ni aberrations dynamiques à corriger dans leur expérience. Or la difficulté est justement de trouver la bonne correction à apporter pour corriger ces perturbations oculaires. Deuxièmement, dans leur expérience, la membrane visée est très éloignée de la rétine ; en effet, elle est située à $300\ \mu\text{m}$ au-dessus de la rétine, ce qui constitue un cas plutôt simple et ne permet pas de démontrer l'efficacité de leur système vis-à-vis du confinement de l'impact laser.

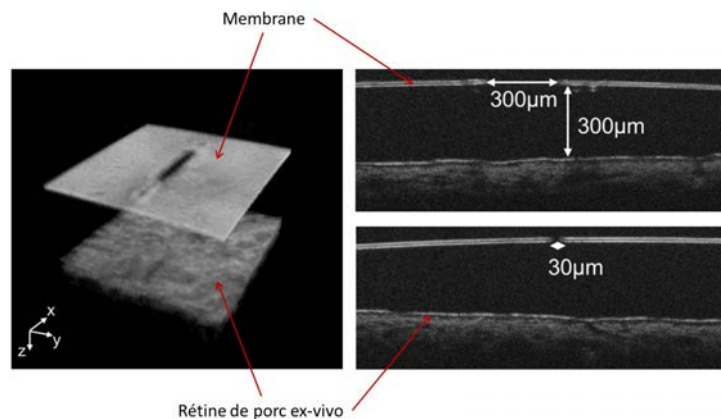


FIGURE 1.37 – Traitement d'une membrane épi-rétiniennes par chirurgie au laser femto-seconde assistée par OA et OCT sur un œil artificiel [Matthias *et al.*, 2015]. Mise en évidence du sectionnement de la membrane synthétique épi-rétinienne. La coupure fait $300\ \mu\text{m} \times 30\ \mu\text{m}$ en x et y respectivement. Aucune lésion à l'OCT n'est visible au niveau de la rétine.

1.4.3 Performances de l'OA pour l'œil

Dans cette partie, nous rappelons les limitations de l'optique adaptative et nous pointons les problèmes liés à l'œil impactant la mesure de surface d'onde et l'imagerie de la rétine.

Budget d'erreur OA

Un système d'OA n'apporte pas une correction parfaite. Nous listons dans cette partie les principales limitations au travers d'un budget d'erreur de variance de phase résiduelle.

Les performances d'un système d'OA sont fonction :

- des paramètres de la boucle d'OA : la fréquence d'échantillonnage, le nombre de trames de retard de la boucle, la loi de commande, le nombre d'actionneurs, le nombre de microlentilles, la caméra ASO, la direction d'analyse par rapport à la direction pointée par l'instrument,
- des paramètres du système : calibration de la boucle d'OA, couplage entre le système d'OA et l'instrument.

La variance de phase résiduelle $SWFE_{res}$ relative à la phase résiduelle observée sur la voie instrument après correction (sur la caméra d'imagerie pour un dispositif d'imagerie, au niveau du plan focal de l'œil pour un système psychophysique ou de chirurgie) s'exprime comme suit :

$$\begin{aligned}
 SWFE_{res} = & \underbrace{SWFE_{temp} + SWFE_{fitting} + SWFE_{aliasing} + SWFE_{bruit} + SWFE_{aniso} + SWFE_{chrom}}_{\text{limites liées au système d'OA}} \\
 & + \underbrace{SWFE_{calib} + SWFE_{NCPA} + SWFE_{exo}}_{\text{limites liées au système}}
 \end{aligned} \tag{1.16}$$

Erreur temporelle $SWFE_{temp}$ L'erreur temporelle correspond à l'ensemble des erreurs liées aux aspects temporels qui proviennent du retard présent dans la boucle (qui dépend de la fréquence d'échantillonnage de l'ASO et du nombre de trame de retard) et de la fonction de transfert de la boucle (qui dépend de la loi de commande utilisée). L'erreur temporelle augmente lorsque le retard entre le moment où la phase est mesurée et le moment où la phase est corrigée est trop élevé devant la vitesse d'évolution des aberrations à corriger.

Erreur d'ajustement liée au miroir déformable (ou *fitting* en anglais) $SWFE_{fitting}$ L'erreur de *fitting* est due au nombre fini d'actionneurs utilisés par le DM pour corriger les aberrations de l'œil. En effet, le DM ne peut générer de phases de correction que pour un nombre limité de fréquences spatiales, et donc ne peut compenser toutes les perturbations ; la fréquence spatiale la plus haute pouvant être corrigée f_c étant définie par la distance inter-actionneurs d_{act} dans le plan de la pupille de l'œil par : $f_c = 1/(2d_{act})$ (théorème de Shannon).

Erreur de repliement (ou *aliasing* en anglais) $SWFE_{aliasing}$ L'erreur d'*aliasing* est liée à l'échantillonnage fini du front d'onde par l'ASO. Ainsi, pour un ASO de type Shack-Hartmann, cet échantillonnage dépend du nombre de microlentilles dans la pupille de l'œil ; la fréquence spatiale la plus haute pouvant être mesurée f_{ech_s} étant définie par le diamètre de la microlentille $d_{\mu L}$ dans le plan de la pupille de l'œil par : $f_{ech_s} = 1/(2d_{\mu L})$ (théorème de Shannon). Les fréquences spatiales de la phase aberrante à caractériser au-delà de cette fréquence d'échantillonnage f_{ech_s} sont donc mal échantillonnées et se replient sur les fréquences bien échantillonnées. Le nombre de microlentilles de l'ASO doit donc être choisi avec attention en considérant l'allure du spectre des aberrations à corriger.

Erreur de bruit de mesure $SWFE_{bruit}$ Cette erreur est liée à la propagation du bruit de mesure de la phase lors du processus de reconstruction (voir équation 1.10). La mesure des centres de gravité des spots est en effet dégradée par les bruits de photon et de détecteur au niveau de la prise d'images de l'ASO [Rousset, 1999].

Le bruit de photons est engendré par la présence d'un nombre fini de photons reçus sur le détecteur. La variance du bruit sur les pentes exprimée en différence de phase bord-à-bord de sous-pupille à la

longueur d'onde de l'ASO est donnée par [Rousset, 1999, Nicolle, 2006] :

$$\sigma_{ph}^2 = \frac{\pi^2}{2 \ln 2} \cdot \frac{1}{N_{phe}} \cdot \left(\frac{X_T}{X_D} \right)^2 [\text{rad}^2] \quad (1.17)$$

avec N_{phe} le nombre de photo-électrons reçu par sous-pupille et par trame, X_T la largeur à mi-hauteur de la tache image mesurée en pixels et X_D la largeur à mi-hauteur de la tache image limitée par la diffraction en pixels.

Le bruit de lecture est lié au détecteur. La variance du bruit sur les pentes exprimée en différence de phase bord-à-bord de sous-pupille à la longueur d'onde de l'ASO est donnée par [Rousset, 1999] :

$$\sigma_{det}^2 = \left(\frac{\pi}{\sqrt{3}} \cdot \frac{\sigma_{e-}}{N_{phe}} \cdot \frac{X_S^2}{X_D} \right)^2 [\text{rad}^2] \quad (1.18)$$

avec σ_{e-} l'écart quadratique moyen du bruit par pixel en électrons et X_S le nombre de pixels pris en compte dans le calcul du centre de gravité (généralement $X_S \simeq 2X_T$).

La variance totale du bruit sur les pentes σ_{cdg}^2 est donnée par la somme des deux contributions précédentes : $\sigma_{cdg}^2 = \sigma_{ph}^2 + \sigma_{det}^2$. Le bruit de mesure σ_{cdg}^2 est en général supposé blanc gaussien et décorrélié du signal. En première approximation, on considère aussi qu'il est décorrélié d'une sous-pupille à l'autre.

L'erreur de bruit de mesure SWFE_{bruit} résulte de la propagation du bruit de mesure σ_{cdg}^2 dans le reconstituteur (voir 2.7.3).

Lorsque la reconstruction de la phase est réalisée sur les modes de Zernike, le bruit se propage sur chaque mode de Zernike (n, m) selon un coefficient de propagation évalué par Rigaut *et al.* [Rigaut et Gendron, 1992] :

$$p_{n,m} = \begin{cases} 0.295 (n+1)^{2.05} & \text{si } n = m \\ 0.174 (n+1)^2 & \text{si } n \neq m \end{cases} \quad (1.19)$$

La démarche est de calculer la variance de bruit sur la mesure de pente σ_{cdg}^2 avec les formules de bruit sus-présentées et de propager cette variance sur chaque mode avec les coefficients de propagation.

Erreur d'anisoplanétisme SWFE_{aniso} Le phénomène d'anisoplanétisme limite la performance du système d'OA dès que la direction pointée par l'instrument diffère de la direction d'analyse de l'ASO. En effet, quand le volume d'aberrations traversé par l'onde lumineuse utilisée pour l'analyse de front d'onde est différent du volume d'aberrations vu par l'instrument, la correction apportée par l'OA n'est plus complètement adaptée. On définit l'angle d'isoplanétisme comme l'angle (sous-tendu sur la rétine) sur lequel les caractéristiques des aberrations sont à peu près constantes.

Erreur de chromatisme SWFE_{chrom} Les aberrations chromatiques de l'œil, pointées en 1.3.2, limitent les performances du système d'OA dès que la longueur d'onde associée au système instrument (le dispositif d'imagerie, le stimulus physique, le laser de chirurgie) est très éloignée de celle utilisée pour l'analyse de surface d'onde.

Erreurs de calibration SWFE_{calib} Les différents composants du système d'OA sont étalonnés (individuellement et les uns par rapport aux autres) afin de pouvoir trouver les bonnes déformations à appliquer en fonction des mesures obtenues. La validité de ces étalonnages évolue au cours du temps, en particulier à cause des instabilités opto-mécaniques du système, par exemple induits par les fluctuations de température. Pour limiter les erreurs de calibration, il est nécessaire de s'assurer de la stabilité des composants (en particulier, le DM) et de prévoir des procédures d'étalonnage.

Aberrations non communes $SWFE_{NCPA}$ Par construction, un système d'OA va tendre à fournir un front d'onde plan au niveau de l'analyseur de surface d'onde, c'est-à-dire là où l'on mesure effectivement la perturbation que l'on veut corriger avec le système. Or, ce qui nous intéresse, c'est d'optimiser la correction des aberrations vues par l'instrument. Les aberrations non communes (*Non Common Path Errors* / *NCPA* en anglais) correspondent aux aberrations vues par l'instrument et non vues par l'ASO. Pour corriger ces aberrations différentielles, une calibration est nécessaire.

Erreurs exogènes $SWFE_{exo}$ Ce terme regroupe les sources d'erreurs issues de l'environnement du système d'OA et qui perturbent son fonctionnement. Il peut contenir des erreurs dues à des vibrations mécaniques ou des erreurs liées à la turbulence locale au niveau du banc d'optique.

Limitations

Angle d'isoplanétisme et erreur d'anisoplanétisme L'erreur d'anisoplanétisme dépend de l'angle d'isoplanétisme. Bedggood *et al.* estiment sur 7 yeux que l'angle d'isoplanétisme vaut 1.1° en considérant un critère de performance sur la WFE de $0.1 \mu m$ [Bedggood *et al.*, 2008].

Pour augmenter le champ de correction, Thaung *et al.* proposent un système d'optique adaptative multi-conjuguée ou *Multi-Conjugated Adaptive Optics* en anglais (MCAO) [Thaung *et al.*, 2009]. Le principe d'un tel système est d'analyser puis de corriger les aberrations dans un certain volume afin d'obtenir une bonne correction sur un champ large. Pour cela, le front d'onde est mesuré dans plusieurs directions d'analyse (Thaung *et al.* utilisent 5 sources ASO disposées en croix chacune espacée de la source ASO centrale de 3.1°) et la correction appliquée dans plusieurs plans (Thaung *et al.* utilise deux DMs, l'un dans le plan pupille et l'autre à 3 mm devant la rétine).

Flux sortant, source ASO et erreur de bruit Le bruit de mesure de l'ASO dépend du flux dans les spots ASO et de la taille des spots ASO (voir équations 1.17 et 1.18). Afin de mieux comprendre l'évolution du bruit de mesure, il faut donc s'intéresser à la formation sur la rétine de la source artificielle (appelée source ASO) utilisée pour l'analyse de surface d'onde (voir figure 1.38) et à la quantité de flux renvoyé par l'œil.

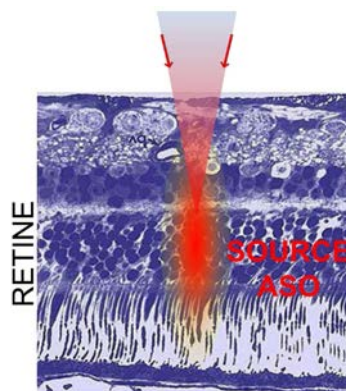


FIGURE 1.38 – Formation de la source ASO dans la rétine [Crédits : Serge Meimon].

Flux sortant Différents types d'interaction lumière matière se produisent au sein de l'œil. Ainsi, un faisceau incident traversant l'œil subit :

- l'absorption, qui varie selon le milieu traversé et la longueur d'onde (voir figure 1.39),
- la réflexion ou la transmission aux niveaux des dioptries, décrites par les équations de Fresnel,

— la diffusion qui peut être simple ou multiple.

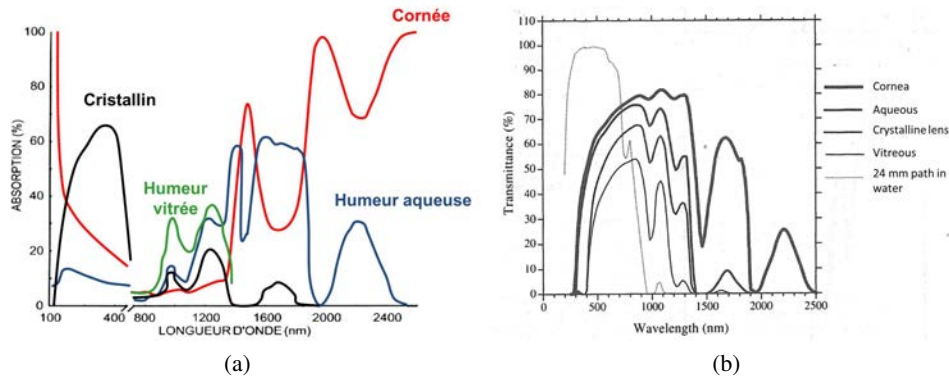


FIGURE 1.39 – Absorption et transmission spectrale des différents milieux oculaires. (a) Absorption [Sloney et Wolbarsht, 1980]. (b) Transmission [Boettner et Wolter, 1962].

Les principaux contributeurs au flux renvoyé par l'œil sont décrits sur la figure 1.40a. La portion du flux entrant qui ressort de l'œil résulte principalement de réflexions aux interfaces ainsi que de rétrodiffusions simples et multiples au niveau de la source formée sur la rétine.

Plusieurs groupes se sont intéressés à la modélisation du flux rétrodiffusé par la rétine et à la mesure de la réflectance rétinienne [Delori et Pflibsen, 1989, van de Kraats et van Norren, 2008]. Le modèle proposé par van de Kraats *et al.* rend compte de l'absorption par le sang, la mélanine, le pigment maculaire, et les différents milieux oculaires précédents la rétine ainsi que de la diffusion dans la rétine et des réflexions dans la rétine et la choroïde (voir figure 1.40b). Deux types de réflectance sont distinguées : la réflectance directionnelle et la réflectance non-directionnelle, relatives à la rétrodiffusion simple et à la rétrodiffusion multiple respectivement.

Le flux utile contribuant au flux des spots ASO est issu de la rétrodiffusion simple et est donc caractérisé par la réflectance dite directionnelle. Cette rétrodiffusion simple aurait lieu au niveau des disques des photorécepteurs [van de Kraats *et al.*, 1996] ou au niveau des granules de la mélanine du segment interne des photorécepteurs [van Blokland, 1986, Gorrand et Delori, 1995].

Les résultats de mesure de réflectances totale (directionnelle + non-directionnelle) et directionnelle de van de Kraats *et al.* sont donnés sur la figure 1.41. La réflectance de la rétine augmente des courtes longueur d'onde du visible au proche infrarouge avec un pic de réflectance autour de 820 nm. La réflectance directionnelle est maximale dans le visible avec un pic de réflectance directionnelle autour de 525 nm.

Taille des spots ASO La taille des spots ASO dépend de la taille de la source ASO formée (à l'aller) sur la rétine et de l'échantillonnage de l'ASO.

La taille de la source ASO formée sur la rétine dépend de la taille de la pupille choisie pour l'illumination et des aberrations vues à l'aller par le faisceau d'illumination.

Si le faisceau d'illumination n'est pas corrigé de l'amétropie, alors la taille de la source ASO peut rapidement être très grande selon le degré d'amétropie de l'œil examiné et la taille de la pupille d'illumination. En effet, en première approximation, on peut considérer que la taille de la source ASO σ_{spot} est proportionnelle à la sphère équivalente M et au diamètre de la pupille d'illumination D : $\sigma_{spot} \simeq D f_{eq} |M|$, avec f_{eq} la focale équivalente de l'œil (voir annexe B). Ainsi, la taille de la source ASO atteint la centaine de micromètres pour un œil affecté par une myopie de 1 D et une pupille d'illumination de 6 mm de diamètre.

Si le faisceau d'illumination est parfaitement corrigé des aberrations du second ordre (défocus, astigma-

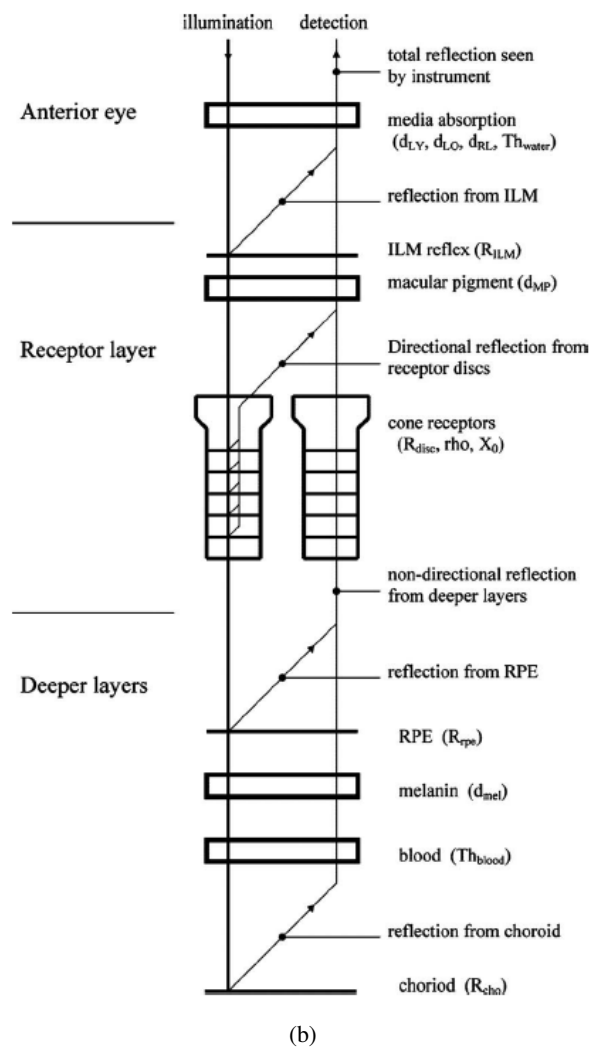
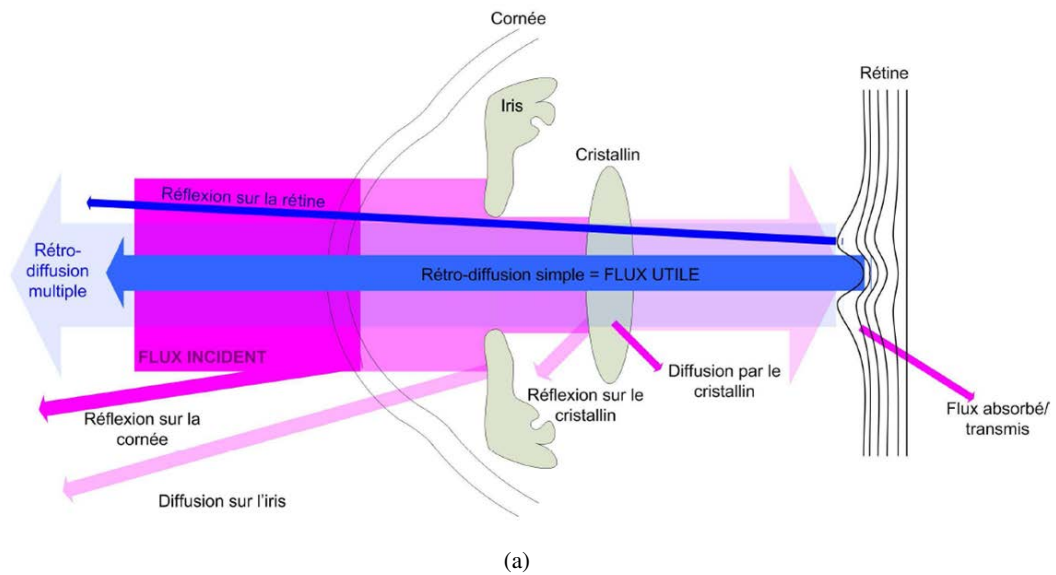


FIGURE 1.40 – Analyse du flux renvoyé par l'œil. (a) Schéma Absorption, réflexion, rétrodiffusion simple, rétrodiffusion multiple, diffusion des différents milieux oculaires [Crédits : Serge Meimon]. (b) Modélisation des interactions lumière-matière dans l'œil proposé par van de Kraats *et al.* [van de Kraats et van Norren, 2008].

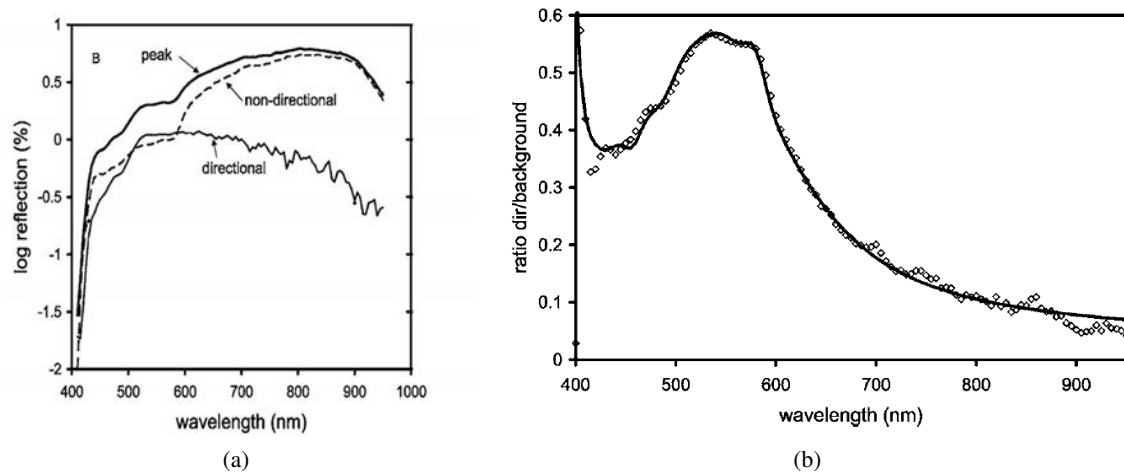


FIGURE 1.41 – Réflectance spectrale de la fovéa [van de Kraats et van Norren, 2008]. Le spot illuminé sur la rétine fait 1.8° , la pupille éclairée fait 2.6×1.3 mm et le flux rétrodiffusé est analysé sur 1.5° . (a) En trait plein fin, la composante directionnelle émanant des photorécepteurs. En tirets, la composante non-directionnelle émanant du flux multi-rétrodiffusé dans la rétine. En trait plein épais, la somme des deux composantes. (b) La part directionnelle par rapport au flux total rétrodiffusé par la rétine. Pic de réflectance directionnelle mis en évidence autour de 525 nm.

tisme), la taille de source ASO est alors limitée par les aberrations de hauts ordres. On a vu en 1.3.2 que celles-ci représentent en moyenne sur la population un défocus équivalent de l'ordre de 0.25 D pour une pupille de 6 mm. Par conséquent, sans correction des aberrations de hauts ordres et avec une correction parfaite des aberrations du second ordre, il faut s'attendre à avoir une source ASO de l'ordre de $25 \mu\text{m}$ de diamètre sur la rétine pour un faisceau d'illumination de 6 mm de diamètre.

Source ASO et indétermination sur le tip-tilt La source ASO formée au fond de l'œil ne permet pas de mesurer les modes tip-tilt. De fait, le trajet emprunté par le faisceau d'illumination ASO est le même à l'aller et au retour. La source ASO nous paraît donc fixe même si l'œil bouge. Or, le contrôle du tip-tilt est capital pour s'affranchir des distorsions liées aux mouvements oculaires en imagerie à balayage [Stevenson et Roorda, 2005, Ferguson *et al.*, 2010], des erreurs de positionnement du stimulus sur la rétine en psychophysique, des erreurs de positionnement de l'impact laser en thérapie laser. Pour ces applications, il est donc nécessaire de mettre en œuvre un dispositif de contrôle de la position latérale du faisceau d'intérêt (le faisceau d'illumination ASO pour l'imagerie à balayage, le stimulus en psychophysique, le faisceau de traitement en chirurgie laser) en s'appuyant sur un suivi de la rétine [Ferguson *et al.*, 2010] ou un suivi de la pupille [Stevenson et Roorda, 2005].

Méconnaissance de la statistique temporelle des aberrations et erreur temporelle L'erreur temporelle dépend des caractéristiques temporelles de la boucle d'OA en regard de la vitesse d'évolution des perturbations oculaires.

Il est aujourd'hui difficile de prédire cette erreur étant donné le manque de connaissances que nous avons sur le comportement temporel des aberrations (voir 1.3.2). La majorité des boucles d'OA réalisées en ophtalmologie présentent une bande passante de 1 – 2 Hz (voir 1.4.2). Toutefois, les caractérisations des aberrations dynamiques les plus résolues mettent en évidence une dynamique des aberrations très rapide avec un contenu fréquentiel qui s'étend jusqu'à 70 Hz [Nirmaier *et al.*, 2003]. Donc comme Diaz-Santana *et al.* ou Glanc *et al.*, on peut s'interroger sur le gain qu'on obtiendrait sur

l'erreur temporelle en travaillant avec des bandes passantes plus élevées.

Dans le but de répondre à cette question, il nous semble important, en premier lieu, de compléter les caractérisations existantes du comportement spatio-temporel des aberrations ; en deuxième lieu, d'examiner expérimentalement l'impact de la bande passante sur les performances d'un système d'OA pour l'œil. C'est pourquoi nous avons au cours de cette thèse mis en place une étude haute résolution des aberrations dynamiques de l'œil et réalisé un système d'optique adaptative haute cadence pour l'œil (projet SCRAT). Ces études sont effectuées dans l'objectif plus large de dimensionner un système d'optique adaptative pour la photocoagulation laser de la rétine optimisé en terme de robustesse, et dans un second temps, de coût.

Chapitre 2

Mise en place d'une étude haute résolution des aberrations dynamiques de l'œil (SCRAT1)

Sommaire

2.1	Formulation des objectifs scientifiques de l'étude SCRAT1	60
2.2	Définition des spécifications de l'étude SCRAT1	62
2.2.1	Spécifications sur les performances	62
2.2.2	Spécifications sur le système	63
2.3	Présentation du banc ARTS	63
2.4	Évolutions du banc : de ARTS à SCRAT1	66
2.4.1	Module Injection	66
2.4.2	Module Transport	68
2.4.3	Module ASO	68
2.4.4	Module IPUP	70
2.4.5	Module Œil de référence	70
2.4.6	Module Test	71
2.4.7	Module Acquisition	71
2.5	Définition opto-mécanique du biomètre SCRAT1	73
2.6	Procédure d'alignement du biomètre SCRAT1	75
2.7	Présentation des outils de traitement	80
2.7.1	Réduction des données	80
2.7.2	Calcul des mouvements de pupille	80
2.7.3	Reconstruction du front d'onde oculaire	81
2.8	Établissement du budget d'erreur d'aberrométrie	85
2.9	Caractérisation des sous-systèmes et tests fonctionnels intégrés sur le biomètre SCRAT1	87
2.9.1	Caractérisation des optiques	87
2.9.2	Caractérisation du module Injection	87
2.9.3	Caractérisation du module IPUP	87
2.9.4	Caractérisation du module ASO	90
2.9.5	Test sur œil réel	95
2.10	Mise en œuvre d'une campagne de mesures sur une large population sur le biomètre SCRAT1	96
2.11	Conclusion	99

Le but du premier volet du projet SCRAT (*Sensing and Correction of ocular Aberrations*) est de décrire les aberrations évolutives de l'œil avec une grande précision spatiale et temporelle sur une population nombreuse d'yeux et d'explorer les liens de causalité entre mouvements oculaires et aberrations dynamiques. Dans ce chapitre, nous présentons les moyens qui nous ont permis d'y parvenir. Pour mener cette étude sur les aberrations (l'étude SCRAT1), nous avons conçu et intégré un **aberrromètre à haute résolution** doté d'un **dispositif de suivi de pupille** (le biomètre SCRAT1), nous avons développé des outils adaptés au traitement des données acquises avec ce biomètre, et enfin, nous avons organisé une **campagne de mesures sur un grand nombre de volontaires**.

Nous commencerons par exposer les objectifs de l'étude SCRAT1 en 2.1. Puis, nous chiffrerons les performances recherchées et donnerons les spécifications qui en découlent sur le biomètre SCRAT1 et les conditions de l'étude en 2.2.

L'aberrromètre conçu a été intégré à un banc pré-existant à la thèse, développé dans le cadre de la thèse de Bruno Emica [Emica, 2012] à l'hôpital d'ophtalmologie des Quinze-Vingt : le banc ARTS. Ce banc a été utilisé principalement à des fins de pupillométrie. Nous présenterons rapidement le banc ARTS en 2.3 avant d'exposer en 2.4 les modifications apportées à ce dernier pour qu'il se soumette aux spécifications définies. Nous arriverons en 2.5 à la définition complète du biomètre SCRAT1 avec sa définition optomécanique et la définition de son système d'acquisition.

Le biomètre SCRAT1 comporte plusieurs sous-systèmes dont un module ASO, un module Imagerie pupillaire, un module Injection assurant l'illumination de l'œil et des modules de calibration. L'alignement de ces différents modules les uns par rapport aux autres constitue l'étape clé de l'intégration que nous aborderons en 2.6.

Les outils de traitement nécessaires à l'obtention des données recherchées seront ensuite présentés en 2.7.

En 2.8, nous établirons un budget d'erreur d'aberrrométrie caractérisant notre précision de mesure des aberrations sur SCRAT1. Puis, nous nous attarderons sur la caractérisation et la calibration des sous-systèmes en 2.9. Ces caractérisations nous permettront de tester la capacité du biomètre à mesurer des aberrations et des déplacements de pupilles connus et d'estimer les termes du budget d'erreur indépendants de l'œil. Cette partie se terminera par un test nominal sur œil réel.

Enfin, nous parlerons en 2.10 de la campagne de mesures réalisée pour construire notre base de données d'aberrations. Nous aborderons d'abord les phases préliminaires de recrutement des sujets et de mise au point d'une procédure expérimentale conforme aux normes de sécurité, puis la population étudiée.

2.1 Formulation des objectifs scientifiques de l'étude SCRAT1

La première partie du projet SCRAT porte sur la caractérisation des aberrations de l'œil en vue de l'optimisation de leur correction par un système d'optique adaptative. Les résultats de cette étude peuvent alimenter tous types de travaux de dimensionnement de système d'optique adaptative dédié à l'ophtalmologie. La finalité pour nous est de dimensionner un système d'optique adaptative pour la photocoagulation laser de la rétine. Comme nous le verrons en 4, la photocoagulation laser assistée par OA impose un cahier des charges lourd. Ainsi, quand nous abordons la question du dimensionnement dans la suite, c'est toujours en considérant que les exigences sur les performances du système sont fortes.

Pour dimensionner un système d'optique adaptative (OA) de correction des aberrations de l'œil à partir d'un cahier des charges donné, la démarche consiste d'abord à établir un budget d'erreur et déterminer un majorant de l'erreur totale acceptable, puis à estimer via une étude paramétrique les caractéristiques physiques requises sur les sous-systèmes pour satisfaire aux spécifications sur l'erreur totale. Pour ce faire, idéalement, un modèle spatio-temporel des aberrations à corriger est utilisé pour prédire les performances du système selon les paramètres physiques d'entrée. Or, comme expliqué en

1.3.2, les études statistiques manquent sur la caractérisation temporelle des aberrations oculaires. En effet, aucune étude ne fait état d'une étude statistique de grande ampleur (maximum de 6 yeux examinés par étude), certaines études semblent trop peu résolues spatialement [Hofer *et al.*, 2001a, Diaz-Santana *et al.*, 2003, Nirmaier *et al.*, 2003, Hampson *et al.*, 2005] et d'autres sont trop peu résolues temporellement [Hofer *et al.*, 2001a, Hampson *et al.*, 2005]. L'objectif principal de SCRAT1 est de constituer une base de données de séries temporelles hautement résolues d'aberrations oculaires sur laquelle nous pourrions nous reposer pour faire le dimensionnement de systèmes d'optique adaptative dédiés à l'ophtalmologie (voir chapitres 3 et 4). Aussi, riches d'une description consistante des aberrations mettant en évidence leurs singularités, nous serons plus à même de comprendre les limites des systèmes d'OA pour l'œil.

Le coût et la complexité sont des problèmes de taille pour la commercialisation de systèmes d'optique adaptative dédiés à l'œil. En ce qui concerne le prix, le miroir déformable est l'organe dimensionnant. Il convient donc d'alléger le plus possible les spécifications sur les caractéristiques techniques du miroir déformable.

Pour ce faire, il est important de bien comprendre l'origine des aberrations dynamiques pour être en mesure de corriger le problème à la source quand c'est possible et ainsi décharger un peu le miroir déformable. Les micro-accommodations, l'écoulement du film lacrymal et les mouvements de pupille sont les principaux facteurs physiologiques identifiés comme pesant dans la dynamique des aberrations (voir 1.3.2). Sans intervention sur le système œil, les mouvements oculaires sont les seuls à pouvoir bénéficier d'un traitement particulier. Nous nous interrogeons donc naturellement sur la part des aberrations due aux mouvements oculaires dans la dynamique des aberrations et quel serait l'impact d'une correction des mouvements oculaires.

Il faut également faire le bon choix en matière de correcteur. Grâce à la base de données des aberrations dynamiques créée dans SCRAT1, nous pourrions savoir si avoir recours à un correcteur bas ordre rapide (type lentille liquide) permettrait de soulager le miroir déformable.

En résumé, SCRAT1 doit impérativement remplir les deux objectifs suivants :

- **Objectif 1** : Étudier finement le comportement spatio-temporel des aberrations oculaires sur une large population.
- **Objectif 2** : Déterminer la contribution des mouvements oculaires dans la dynamique des aberrations.

S'il est avantageux de corriger les mouvements oculaires vis-à-vis des aberrations dynamiques, il faudra être capable de suivre précisément les mouvements de la pupille et de les corriger. Dans un système multi-instruments, pour des raisons de sécurité oculaire et de prix, il n'est pas toujours possible de rajouter une caméra d'imagerie de la pupille. Dans ce cas, il est pratique de pouvoir effectuer le suivi de pupille avec l'ASO utilisé pour la mesure des aberrations. Emica *et al.* ont démontré la faisabilité du suivi de pupille via l'ASO sur des données acquises à 10 Hz [Emica, 2012] avec une précision de $1/5$ de microlentille sachant qu'ils avaient 30 microlentilles sur un diamètre de pupille de 7 mm. Dans SCRAT1, nous revenons sur la méthode de suivi utilisée et les performances que nous pouvons en attendre. Afin d'être en mesure de concevoir un dispositif de correction des mouvements de pupille maîtrisé, il nous faut connaître la statistique des mouvements de pupille. Celle-ci a déjà été étudiée en détails (voir 1.3.1) mais nous profitons de notre nouvelle campagne de mesures pour refaire des acquisitions haute fréquence des mouvements de la pupille.

Cette étude est aussi l'occasion de se familiariser avec la mesure in-vivo sur œil et d'approfondir nos connaissances sur la physiologie de l'œil.

2.2 Définition des spécifications de l'étude SCRAT1

2.2.1 Spécifications sur les performances

Nous quantifions ici les précisions de mesure recherchées ainsi que les conditions de l'expérience.

Conditions de l'expérience

Les mesures doivent être réalisées dans les conditions typiques d'un examen oculaire (une intervention au laser de photo-coagulation se fait dans ces conditions) : sujet assis, tête stabilisée par une mentonnière avec appui frontal, cristallin au repos et non paralysé, pas de dilatation de pupille¹. Pour acquérir les données de phase sur les pupilles les plus grandes possibles, les mesures doivent se faire dans le noir. Elles doivent être effectuées rapidement et ne pas incommoder les sujets volontaires. De plus, l'étude doit se dérouler dans le cadre d'un protocole d'essais cliniques et se soumettre aux normes de sécurité oculaire.

Pour étudier correctement les aberrations dynamiques, le choix de la séquence d'étude est capital. La littérature nous signale que les aberrations oculaires sont non stationnaires dans le temps et sur la population, en particulier qu'il faut s'attendre à l'existence de différents régimes en fonction de la proximité avec un clignement et donc de l'état du film lacrymal. Cela nous indique la nécessité de travailler avec des séquences longues et beaucoup de sujets. Pour que l'examen ne soit pas trop contraignant pour le sujet, la durée d'acquisition doit toutefois être limitée à 20 s.

Spécifications sur la population

La population examinée doit être nombreuse et représentative de la population d'yeux sains adultes. La littérature rapporte des études des aberrations dynamiques sur au plus 6 yeux. Nous visons un ordre de grandeur de plus, donc 60 yeux au minimum.

Nous souhaitons pouvoir mesurer les aberrations de 8 personnes sur 10, ce qui signifie pouvoir encaisser les aberrations statiques, les mouvements pupillaires et les variations de réflectance rétinienne de 80 % de la population.

Spécification temporelle

Dans la littérature, les deux études d'aberrométrie les plus rapides recensées mesurent des aberrations jusqu'à 30 Hz [Diaz-Santana *et al.*, 2003] et 70 Hz [Nirmaier *et al.*, 2003] (voir 1.3.2), nous voulons au minimum être aussi résolus que ces études là.

Spécifications spatiales

Erreur sur la mesure des aberrations Nous voulons que l'ASO voie au moins une dizaine d'ordres radiaux pour éviter les erreurs de repliement (voir 1.4.3). En réalité, nous ne savons pas exactement jusqu'à quel ordre radial il faut aller pour ne pas subir d'erreur de repliement, c'est pourquoi nous nous fixons un nombre d'ordres radiaux à reconstruire aussi élevé. Il y a bien des études haute résolution spatiale qui ont été faites dans le passé, par exemple, l'étude d'Indiana [Thibos *et al.*, 2002b] et l'étude de Rochester dont nous avons parlé en 1.3.2 et en 1.4.2. Les données acquises dans ces études nous montrent que pour une pupille de 7.5 mm de diamètre, il est important d'avoir un ASO dimensionné de telle sorte à permettre la mesure des aberrations au-delà du huitième ordre radial (comme le montre la figure 1.22, en dessous de l'ordre 8, le niveau d'énergie par ordre radial est assez important). Cependant,

1. Le produit injecté pour dilater la pupille peut agir sur l'accommodation. Or, nous voulons caractériser les aberrations dans des conditions normales, c'est-à-dire sans filtrer les micro-accommodations et les fluctuations d'aberrations qu'elles entraînent.

il faut bien avoir conscience que ces études statiques sont réalisées sur des temps d'exposition assez longs et ne nous fournissent pas d'informations sur la statistique des hauts ordres à haute fréquence temporelle.

Notre intérêt premier porte sur la caractérisation des aberrations dynamiques. Nos exigences de performance sur la précision de mesure des aberrations sont liées à nos exigences sur le système d'OA à réaliser pour la photocoagulation laser. Nous nous basons sur l'évolution de la tache focale avec le niveau d'aberrations pour mieux nous rendre compte de la précision de mesure des aberrations recherchée. Nous souhaitons au minimum pouvoir estimer des déplacements axiaux de la tache focale d'environ $10\text{ }\mu\text{m}$. En termes de fluctuations d'accommodation, cela correspond à 0.03 D et en termes de variation du coefficient de Zernike de defocus a_4 à 50 nm pour une pupille de 7 mm (voir équation 4.7). Nous en concluons que notre erreur de mesure en terme de variance sur la pente bord à bord de sous pupille doit être inférieure à 0.12 rad^2 d'après les coefficients de propagation de bruit sur chaque mode donnés par Rigaut *et al.* [Rigaut et Gendron, 1992] (voir paragraphe 1.4.3).

Les aberrations statiques ont été largement étudiées [Porter *et al.*, 2001, Thibos *et al.*, 2002b], nous ne cherchons pas dans SCRAT1 à en dresser une caractérisation ultra résolue. Nous nous imposons une contrainte moins sévère sur leur précision de mesure, nous voulons qu'elle soit meilleure que $\lambda/10$.

Dynamique de mesure des aberrations Si nous nous fions aux caractérisations données par le Handbook of Optics [Bass *et al.*, 2009] présentées en 1.3.2 :

- pouvoir mesurer une sphère, respectivement un cylindre, de $\pm 1\text{ D}$ nous assure de pouvoir examiner les aberrations de 65 %, respectivement 70 %, de la population,
- pouvoir mesurer une sphère, respectivement un cylindre, de $\pm 2\text{ D}$ nous assure de pouvoir examiner les aberrations de 85 %, respectivement 90 %, de la population.

Nous manquons de données sur la répartition croisée sphère/cylindre pour déterminer la dynamique que doit avoir notre aberromètre pour pouvoir mesurer les aberrations de 80 % de la population. Au vu des chiffres que nous venons de présenter, nous nous fixons une dynamique minimum à atteindre de $\pm 2\text{ D}$.

Dynamique de mesure des mouvements Pour être robuste aux mouvements de fixation, il faut prévoir un certain champ pupillaire sur les instruments de mesure. Emica *et al.* ont rapporté une excursion maximale de la pupille de $600\text{ }\mu\text{m PV}$ sur une population de 28 sujets en fixation pendant 2 secondes et en appui sur une mentonnière [Emica, 2012]. Nous prenons des marges par rapport à ces valeurs obtenues sur des séquences très courtes, et fixons le champ pupillaire à environ 10 mm , ce qui laisse 1.5 mm pour les défauts de centrage et les mouvements de la pupille dans toutes les directions pour une pupille centrée de 7 mm .

Erreur sur la mesure des mouvements pupillaires Afin de voir les plus petits mouvements de dérive et les plus petites microsaccades (voir 1.3.1), nous devons atteindre une précision de suivi de la pupille de l'ordre de $5\text{ }\mu\text{m}$ ce qui correspond en termes de rotation de l'œil à $2'$.

2.2.2 Spécifications sur le système

Le biomètre SCRAT1 doit s'intégrer au banc ARTS monté à l'hôpital d'ophtalmologie des Quinze-Vingt que nous allons présenter dans la partie qui suit. **Il doit comprendre un module Analyse de surface d'onde (ASO) hautement résolu temporellement et spatialement synchronisé avec un module Imagerie pupillaire (IPUP).**

2.3 Présentation du banc ARTS

Le banc ARTS en place quand j'ai commencé ma thèse permettait de faire de l'imagerie de pupille haute cadence et très résolue spatialement ainsi que de la mesure faible cadence d'images Shack-Hartmann sur œil réel [Emica, 2012]. Il était constitué de plusieurs modules, à savoir :

- un module Imagerie pupillaire dédié à la mesure d'intensité pupillaire,
- un module ASO assurant la mesure d'images Shack-Hartmann,
- un module Injection créant la source ASO sur la rétine (voir 1.4.3) et définissant l'objet à pointer,
- un module Transport chargé de mettre en forme le faisceau et d'acheminer la lumière émise par rétrodiffusion de la source ASO jusqu'aux modules d'analyse,
- un module Œil de référence utilisé pour la calibration,
- un module Acquisition permettant l'acquisition et la gestion de la base de données enregistrées.

Le schéma du banc figure 2.1 décrit les différents éléments optiques constitutifs du banc ARTS, en résumé :

- le module Injection était constitué d'une source d'éclairage dans le proche infrarouge, de deux systèmes de transfert afocaux et d'un diaphragme annulaire placé en plan pupille dimensionné pour ne pas avoir de réflexions spéculaires sur la cornée dans le champ des modules d'analyse ;
- le module Imagerie pupillaire (IPUP) comportait deux instruments respectivement dédiés à l'imagerie pupillaire haute résolution spatiale (caméra IPHRS) et à l'imagerie pupillaire haute résolution temporelle (caméra IPHRT) dont les caractéristiques sont données dans le tableau 2.1 ;
- le module ASO était un ASO lent commercialisé par la société Imagine Optic dont les caractéristiques sont données dans le tableau 2.1 ;
- le module Transport comprenait une mentonnière pour stabiliser la tête du sujet, des séparateurs de faisceaux et plusieurs systèmes de transfert afocaux amenant vers le module ASO et les différents organes du module d'imagerie pupillaire ; en plan focal, il y avait aussi un diaphragme de champ limitant le champ vu par une sous pupille de l'ASO de sorte à ne pas avoir une superposition du champ de la sous-pupille avec le champ des sous-pupilles voisines ;
- le module Œil de référence était composé d'un trou pupille de référence, d'une lentille et d'une source de référence en son foyer imitant la source ponctuelle formée sur la rétine par le module Injection dans le cas de l'œil réel ;
- le module Acquisition était géré par deux ordinateurs ; l'un gouvernait la caméra IPHRS et l'ASO, l'autre la caméra IPHRT ; une IHM LabVIEW s'occupait de l'acquisition sur la caméra IPHRS et sur l'ASO tandis que le logiciel constructeur de la caméra IPHRT s'occupait de l'acquisition sur la caméra IPHRT ; la synchronisation entre la caméra IPHRS et l'ASO se limitait à une synchronisation logicielle au sein du programme LabVIEW.

Nous reprenons l'architecture du banc ARTS et une bonne partie de ses optiques pour le biomètre SCRAT1, et ajoutons les fonctions suivantes, comme illustré figure 2.2 :

- une analyse hautement résolue temporellement et spatialement des aberrations de l'œil via un ASO rapide de type Shack-Hartmann,
- une synchronisation entre les modules ASO et IPUP,
- une correction d'amétropie au niveau du module Injection, compensant les aberrations statiques lors du trajet aller (i.e. lors de la formation de la source ASO au niveau de la rétine), car lorsque l'amétropie du sujet n'est pas corrigé sur le trajet aller, le rapport signal à bruit des spots Shack-Hartmann et la dynamique de mesure diminuent (voir annexe B).

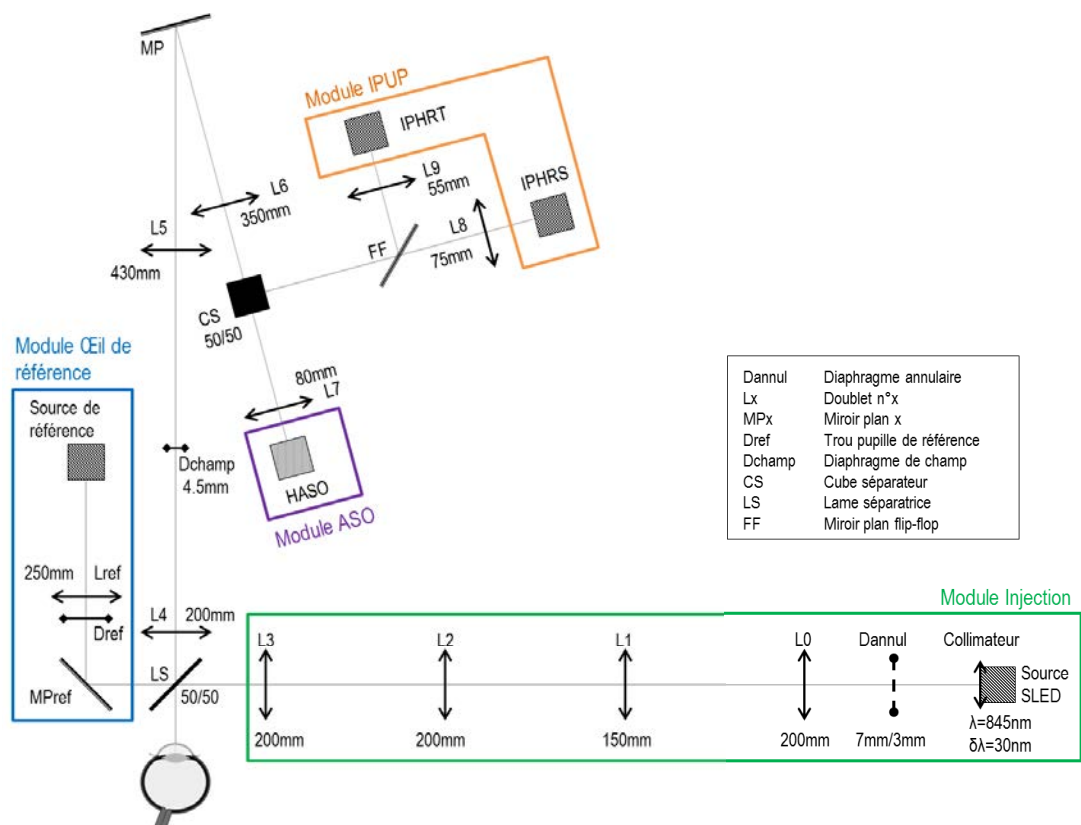


FIGURE 2.1 – Schéma descriptif du banc ARTS.

Paramètres	Unité	IPHRT	IPHRS	ASO
Caméra (CCD)	-	Andor iXon DV860	CoolSNAP ES2	Toshiba Teli
Fréquence d'acquisition maximale	Hz	500	10	10
Taille d'un pixel/d'une microlentille sur la pupille	μm	71	14	232
Champ pupillaire (selon la direction la plus défavorable)	mm	9.1	14.4	7.4
Nombre de pixels/de microlentilles sur un diamètre de pupille de 7 mm	-	99	507	30

TABLE 2.1 – Caractéristiques des modules d'analyse du banc ARTS.

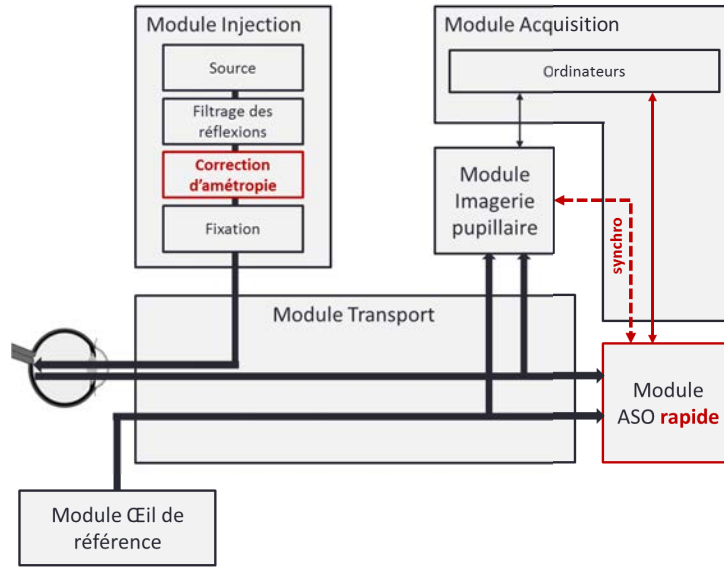


FIGURE 2.2 – Architecture globale du biomètre SCRAT1 intégré au banc ARTS. Ce qui figure en rouge met en évidence les nouvelles fonctions du banc propres à SCRAT1, qui n’existait pas sur ARTS.

2.4 Évolutions du banc : de ARTS à SCRAT1

Nous nous assurons dans cette partie que les spécifications sur SCRAT1 définies en 2.2 sont compatibles avec les caractéristiques du banc ARTS et dans le cas contraire, nous apportons les modifications nécessaires.

2.4.1 Module Injection

Ce module doit présenter un dispositif de correction d’amétropie et un système de filtrage des réflexions spéculaires.

Différents dispositifs de correction d’amétropie peuvent être envisagés :

- dispositif de correction par translation : translation de la source ou compensateur de Badal,
- dispositif de correction par insertion d’une lentille correctrice : verre ophtalmique ou lentille liquide.

Nous optons pour un verre correcteur en plan pupille accolé au diaphragme annulaire, la puissance du verre correcteur P_{verre} à ajouter pour corriger un œil normalement corrigé avec un verre de lunette de puissance $C_{lunettes}$ est fonction du grandissement du système de transfert $G_{injection}$ entre le plan pupille où est inséré le verre et la pupille de l’œil selon : $P_{verre} = C_{lunettes} \times G_{injection}^2$.

Notons que dans cette configuration, l’amétropie du sujet n’est pas corrigée sur le chemin retour (i.e. de l’œil vers les modules d’analyse), et par conséquent, est vue par le module ASO.

En incidence normale, 2.4 % du flux incident est réfléchi par la cornée ; le flux rétrodiffusé par la rétine sortant de l’œil est dans le meilleur des cas 10 fois moins élevé. Afin d’éliminer les réflexions spéculaires de la cornée, plusieurs solutions sont possibles. Le but est d’éviter d’éclairer l’apex de la cornée sur l’axe pour ne pas récolter les réflexions cornéennes dans le champ d’intérêt des instruments d’analyse. L’illumination doit se faire en périphérie via un éclairage hors axe ou annulaire, ou encore en éclairant la cornée avec un certain angle ; et des diaphragmes de champ doivent être mis en place pour limiter le champ périphérique vu par les instruments.

Nous conservons le diaphragme annulaire du banc ARTS pour filtrer les réflexions spéculaires indésirables (voir figure 2.3). L’occultation centrale est assez large et permet d’être robuste aux mouvements

de rotation de l'œil sur SCRAT1.



FIGURE 2.3 – Description du diaphragme annulaire permettant de filtrer les réflexions spéculaires sur la cornée au niveau des instruments d'analyse.

Pour la source, nous choisissons une diode superluminescente (SLED) similaire à celle utilisée sur le banc ARTS de longueur d'onde centrale 833 nm et de largeur spectrale 50 nm. Par rapport au laser, les SLED ont une longueur de cohérence assez faible, ce qui évite les problèmes de speckle au niveau des spots Hartmann [Hofer *et al.*, 2001a]. Le choix d'une longueur d'onde dans le proche infrarouge (donc peu ou pas visible) permet d'assurer un certain confort aux sujets volontaires (ils ne sont pas éblouis par le faisceau d'illumination) et de travailler avec des pupilles naturellement larges. Une partie du spectre de la source d'injection est quand même visible et est utilisée pour assurer la fixation du sujet ; étant donné que nous nous limitons à la caractérisation des aberrations sur axe et cristallin au repos, la source ASO sur l'axe et à l'infini convient tout à fait².

La source doit délivrer un flux en entrée de l'œil conforme aux normes de sécurité oculaire. Le calcul de l'Exposition Maximale Permise (EMP) au niveau de la cornée pour une source ponctuelle à 833 nm et un examen de plusieurs dizaines de secondes donne d'après la norme ANSI Z136.1 [ANSI, 2007] :

$$EMP = 1.8 \text{ mW/cm}^2 \quad (2.1)$$

Cette EMP correspond à un éclairage de la cornée à ne pas dépasser. La surface éclairée au niveau de la cornée sur SCRAT1 est de 0.16 cm^2 . Par conséquent, la puissance limite acceptable au niveau de la cornée est de $291 \text{ } \mu\text{W}$. Nous nous imposons une marge de sécurité de 10 et considérons une puissance incidente limite sur la cornée P_{inc} de :

$$P_{inc} = 29 \text{ } \mu\text{W} \quad (2.2)$$

L'intensité du faisceau d'illumination doit en outre être homogène. Sur ARTS, la largeur du faisceau (en $1/e^2$) en sortie du collimateur était inférieure au diamètre du diaphragme annulaire. Pour rendre le faisceau d'illumination plus homogène, nous le grandissons grâce à un montage afocal de grandissement 4 intercalé entre le diaphragme annulaire et le collimateur. Il s'agit d'un viseur dioptrique de grossissement 4 avec une pupille d'entrée de 20 mm que nous avons monté à l'envers et réglé à l'infini.

Par ailleurs, le module Injection est simplifié et le nombre de système de transfert réduit à un, choisi tel que l'œil soit éclairé sur un diamètre de 5 mm avec une occultation centrale de 2.1 mm.

2.4.2 Module Transport

Ce module fixe les grandissements pupillaires. Nous augmentons le champ pupillaire du module IPUP, qui valait seulement 9 mm sur le banc ARTS (voir tableau 2.1), à 10 mm. Pour cela, nous troquons

2. En réalité, une source ponctuelle n'est pas l'idéale pour la fixation, vis-à-vis de la minimisation des mouvements de fixation. La croix maltaise est souvent utilisée. Thaler *et al.* ont testé l'efficacité de différentes mires par rapport à la stabilité de la fixation en espace libre et ont montré qu'une cible avec mire constituait un bon objet de fixation [Thaler *et al.*, 2013].

la focale de 200 mm de la lentille L4 sur ARTS pour une focale de 220 mm. Cette dernière nous assure de plus une meilleure conjugaison pupillaire. En effet, la distance lentille L4-œil minimale permise par la mentonnière est souvent supérieure à 200 mm³.

2.4.3 Module ASO

D'après les spécifications données en 2.2.1, l'ASO doit :

- ▷ acquérir à une fréquence supérieure à 140 Hz pour au moins arriver aux performances de Nirmaier *et al.*,
- ▷ voir au minimum une dizaine d'ordres radiaux pour éviter les erreurs de repliement : mesurer des aberrations jusqu'à l'ordre 10 requiert d'avoir environ le double en microlentilles dans le diamètre ; nous visons donc 20 par 20 microlentilles sur une pupille d'œil de 7 mm de diamètre,
- ▷ avoir une dynamique en focus au minimum de ± 2 D pour être compatible avec l'amétropie d'une grande portion de la population,
- ▷ avoir un champ pupillaire de l'ordre de 10 mm pour encaisser les mouvements de pupille en fixation.

La première contrainte est temporelle. La caméra choisie est une caméra CMOS ultra-rapide : la PCO.Edge. A la pointe de la technologie sCMOS, cette caméra offre des fréquences d'acquisitions records pour de larges ROI (*Region Of Interest*) et un bruit de détecteur extrêmement bas.

En aberrométrie, le nombre de photons n'est en général pas critique (sauf si la transmission du système est vraiment mauvaise). Pour une pupille de 7 mm de diamètre, une transmission de l'œil aller-retour T_{oeil} de 9×10^{-4} ⁴, le nombre de photons émergents de l'œil N_{emer} est de l'ordre de 100 milliards de photons par seconde pour une puissance incidente de $29 \mu W$ ($N_{emer} = \frac{P_{inc}}{h \cdot \nu} \cdot T_{oeil}$). Le bruit est donc dominé par le bruit de photons et ce n'est pas nécessaire d'avoir un bruit de lecture extrêmement bas.

Cette caméra n'est pas optimale pour notre longueur d'onde de travail : son rendement quantique est seulement de 24 %, mais encore une fois, puisqu'on est riches en photons, ce n'est pas grave.

Deux modes d'acquisition sont disponibles sur cette caméra : le mode *rolling shutter* qui en acquérant séquentiellement les différentes zones du capteur permet de tourner à des fréquences très élevées, et le mode *global shutter*, classique. Le but de SCRAT1 est de caractériser les aberrations dynamiques ; nous ne savons pas jusqu'à quelle fréquence des fluctuations de phase sont observées sur l'œil. Il paraît donc plus sain d'utiliser le mode *global shutter* même si les fréquences d'acquisitions disponibles sont réduites avec ce mode. Sur la PCO, la ROI et la fréquence d'acquisition vont de paire. Plus la ROI est réduite, plus l'acquisition peut être rapide. Il faut faire un compromis entre une ROI large, qui donne accès à une dynamique de mesure large, et une fréquence d'acquisition élevée.

La matrice de microlentilles récupérée pour SCRAT1 est une matrice fabriquée par le département GEPI (Galaxies, Étoiles, Physique et Instrumentation) de l'Observatoire de Paris comptant 40 par 40 microlentilles valides de géométrie carrée, de $143 \mu m$ de côté et de 3.6 mm de longueur focale.

Étant donné l'encombrement mécanique de la caméra PCO et la faible focale des microlentilles, un dispositif de transfert de plan focal image (PFI) assurant la formation de l'image Shack-Hartmann en plan focal des microlentilles au niveau du capteur de la caméra PCO est nécessaire. Ce dispositif est illustré figure 2.7. La longueur d'onde et l'ouverture des microlentilles d'une part, et la taille du pixel PCO d'autre part, fixent le grandissement du système de transfert à insérer pour que l'échantillonnage des spots Hartmann se fasse à la fréquence de Shannon sur la caméra PCO à 0.62.

Le champ vu par la microlentille est fixé par le diaphragme de champ. Nous choisissons, comme sur

3. En appui sur la mentonnière, les yeux n'arrivent pas chez tout le monde au même niveau par rapport à la barre frontale de la mentonnière.

4. Calculée en supposant une réflectance Lambertienne de la rétine à partir d'une réflectance de 5 % et d'une transmission des différents milieux oculaires de 95 %.

ARTS, la taille du diaphragme de champ de telle manière à ne pas avoir de superposition du champ de la sous-pupille avec le champ des sous-pupilles voisines. Un tel choix nous assure de pouvoir toujours attribuer le spot à la bonne microlentille (puisque les champs des microlentilles ne s'entrecroisent pas) et nous permet de limiter le niveau de fond dû au flux multi-rétrodiffusé dans chaque image. Vu la dimension des microlentilles et le grandissement du système de transfert, chaque microlentille compte environ 14 par 14 pixels ce qui correspond à un champ d'environ 1° sur la rétine.

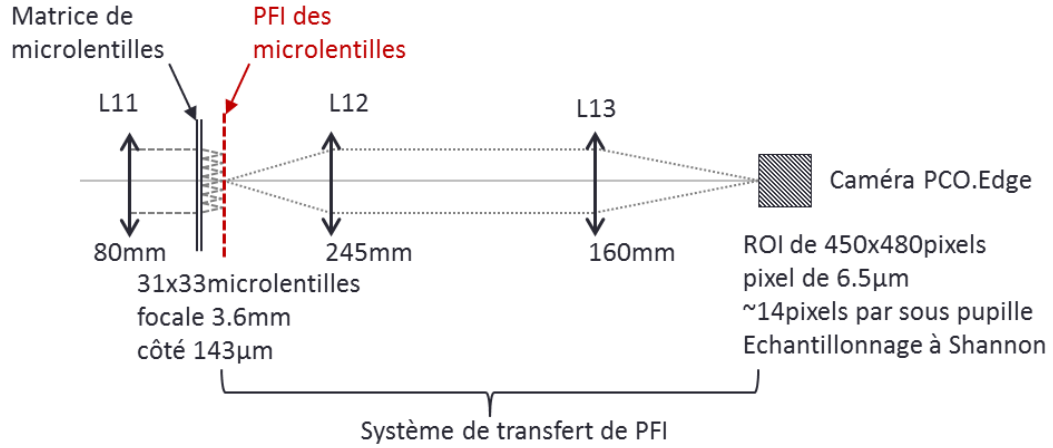


FIGURE 2.4 – Schéma descriptif de la voie ASO de SCRAT1 comportant un système de transfert de plan focal image.

Il nous reste à choisir combien de microlentilles nous prenons pour échantillonner le front d'onde. D'après les spécifications, le nombre de microlentilles doit être supérieur à 20 par 20 sur une pupille d'œil de 7 mm de diamètre.

La condition sur la dynamique de mesure pose aussi des contraintes sur le nombre de microlentilles. La dynamique de mesure est liée au nombre de pixels total utilisé pour l'analyse de la surface d'onde N_{pix} (dans une direction), qui est égal au champ en pixels vu par chaque microlentille $N_{pix/\mu L}$ (dans une direction) multiplié par le nombre total de microlentilles dans le diamètre $N_{\mu L}$ (voir annexe B). Dans SCRAT1, l'amétropie est corrigée à l'aller de sorte qu'une source ponctuelle est formée au fond de l'œil, en revanche, aucun dispositif de correction d'amétropie ne figure sur le chemin retour. Par conséquent, ce sont les aberrations de second ordre qui limitent la dynamique de mesure. Pour une tâche ASO limitée par la diffraction au foyer des microlentilles, la sphère maximale M_{max} mesurable par l'ASO est de (voir annexe B) :

$$M_{max} = \frac{\lambda}{\Phi_{pup}^2} \left(\frac{N_{pix}}{2 \times S} - N_{\mu L} \right) \quad (2.3)$$

avec Φ_{pup} le diamètre de la pupille d'analyse (égal au diamètre de la pupille de l'œil dans SCRAT1). D'après la figure 2.5, il nous faut au minimum 275 pixels soit 19 sous-pupilles sur un diamètre de 7 mm pour bénéficier d'une dynamique de $\pm 2D$. Nous optons pour une lentille L11 de focale 80 mm, nous avons alors une dynamique de $\pm 2.3D$ et cette focale nous permet d'échantillonner une pupille de 7 mm de diamètre par 22 par 22 microlentilles.

Pour garantir un champ pupillaire de 10 mm sur l'ASO, la plus petite ROI admissible sur la caméra PCO fait 449 par 449 pixels. Sur la PCO, la ROI est paramétrable en largeur par incrément de 2 pixels, et en hauteur, par incrément de 160 pixels, cela entraîne une ROI minimale de 450 par 480 pixels. Cette

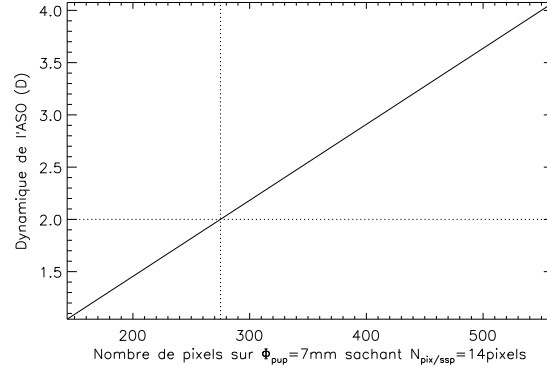


FIGURE 2.5 – Évolution de la dynamique de l’ASO en fonction du nombre de pixels utilisé pour l’analyse de surface d’onde N_{pix} (dans une direction) sur une pupille de diamètre 7 mm.

ROI borne la fréquence d’acquisition à 236 Hz.

Le temps d’exposition maximal t_{exp} sur la caméra PCO à 236 Hz est de 2.08 ms. Pour une trame de cette durée, le nombre théorique de photo-électrons détectés par trame par sous pupille sur la caméra ASO $N_{ph/tr/ssp}^{ASO}$ théo est de l’ordre de 30 000 ($N_{ph/tr/ssp}^{ASO} = \frac{\eta_{ASO} \cdot N_{emer} \cdot T_{ASO} \cdot t_{exp}}{N_{ssptot}}$, en considérant une transmission ASO T_{ASO} idéale de 25 %⁵ et un rendement quantique de la caméra PCO η_{ASO} de 24 % à 833 nm).

2.4.4 Module IPUP

Ce module se réduit maintenant à l’IPHRT de ARTS. Pour une trame de même durée que la trame ASO, le nombre théorique de photo-électrons détectés par trame par pixel sur la caméra pupillaire $N_{phe/tr/pix}^{IPUP}$ théo est de l’ordre de 5000 ($N_{phe/tr/pix}^{IPUP} = \frac{\eta_{IPUP} \cdot N_{emer} \cdot T_{IPUP} \cdot t_{exp}}{N_{pixtotIPUP}}$, en considérant une transmission pupillaire T_{IPUP} idéale de 25 % et un rendement quantique de la caméra pupillaire η_{IPUP} de 64 % à 833 nm).

2.4.5 Module Œil de référence

Nous conservons le module Œil de référence du banc ARTS pour la calibration des aberrations du banc.

2.4.6 Module Test

Pour la calibration, nous ajoutons un autre œil artificiel (en plus de celui du module Œil de référence) que nous implantons sur la voie œil à la place de l’œil réel. Cet œil test constitue le module Test. Il est composé d’un trou pupille test Dart, d’une lentille Lart et d’une source placée en son foyer. Un modèle d’œil est facilement obtenu en remplaçant la source de l’œil artificiel par un papier, qui peut alors être utilisé dans les conditions de l’expérience avec le module Injection. Cet œil nous est notamment utile pour la caractérisation des aberrations différentielles du système optique entre l’œil de test et l’œil de référence.

5. La transmission du chemin retour, œil vers ASO, est limitée par les transmissions des séparateurs LS et CS (voir figure 2.7).

2.4.7 Module Acquisition

Ce module change complètement par rapport au module IHM et Sauvegarde de ARTS suite à l'intégration de la caméra PCO au système et pour assurer la synchronisation entre les modules ASO et IPUP, il inclut maintenant :

- 2 PC : le PC PCO qui gère la caméra PCO et la base de données d'une part, et le PC Andor qui gère la caméra Andor et la synchronisation entre les modules ASO et IPUP d'autre part,
- 2 IHM développées sous LabVIEW en interne par Joseph Montri : l'IHM PCO implantée sur le PC PCO pilote l'acquisition sur la caméra PCO et l'IHM Andor sur le PC Andor pilote l'acquisition sur la caméra Andor et la carte multifonctions utilisée pour la synchronisation,
- le système d'acquisition schématisé figure 2.6,
- un disque RAID de 8 To intégré au PC PCO pour le stockage des données acquises.

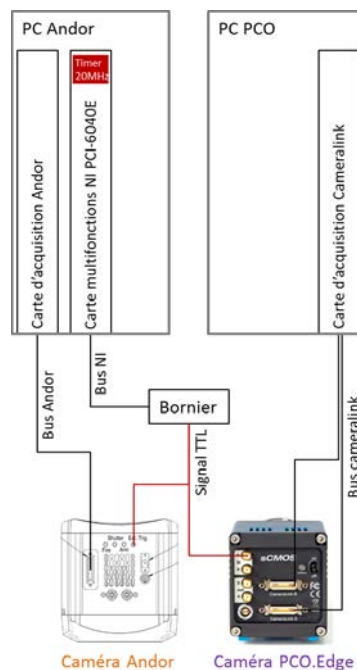


FIGURE 2.6 – Schéma matériel décrivant le système d'acquisition mis en œuvre sur SCRAT1.

Pour réaliser une synchronisation rigoureuse entre les modules IPUP et ASO, nous nous servons du *timer* opérant à 20 MHz en logique TTL de la carte multifonctions implantée sur le PC Andor. Ce signal TTL est utilisé comme signal de *trigger* pour déclencher l'acquisition sur les caméras Andor et PCO (voir figure 2.6).

Sachant que la ROI de la caméra PCO compte un total de 216 000 pixels et que le signal est codé en 16 bits, un flux de 100 Mo/s pendant les 20 s d'acquisition doit être géré par le PC PCO. Pour absorber ce flux de données, le disque dur du PC PCO doit présenter une vitesse d'écriture plus rapide que celle d'un disque « classique ». C'est le cas par exemple des disques RAID, qui ont en outre une grande capacité de stockage et sont connus pour leur fiabilité.

2.5 Définition opto-mécanique du biomètre SCRAT1

Nous arrivons au biomètre SCRAT1 décrit optiquement figure 2.7 dont les caractéristiques des modules d'analyse sont données dans le tableau 2.2, et dont l'ensemble des éléments avec leurs caractéristiques principales et leurs paramètres de fonctionnement est listé à l'annexe C. La pupille du système est imposée par la pupille de l'œil (réel ou artificiel) dans les limites du champ pupillaire de 10 mm.

En ce qui concerne la définition mécanique, comme sur le banc ARTS, la hauteur d'axe du système est de 127 mm, la mentonnière dicte la position de l'œil par rapport à la table optique et ainsi la position du doublet L4, et par suite du montage tout entier, sur la table optique.

La position du plan pupille de l'œil vis-à-vis du corps de la mentonnière étant variable d'une personne à l'autre, une petite course axiale sur la mentonnière permet d'adapter la position des appuis mentonnier et frontal en contact avec la tête du sujet. Le système compte 7 voies :

- la voie source de référence-MPref qui inclut la source de référence, le doublet de référence Lref, le trou pupille de référence Dref, le miroir plan MPref
- la voie MPref-LS qui va du miroir plan MPref à la lame séparatrice LS
- la voie LS-MP qui est composée de la lame séparatrice LS, des doublets L4 et L5, du diaphragme de champ Dchamp et du miroir plan MP
- la voie MP-Caméra Andor qui comporte le miroir plan MP, les doublets L6 et L9, le cube séparateur CS et la caméra Andor
- la voie CS-Caméra PCO qui est constituée des doublets L11, L12 et L13, de la matrice de microlentilles et de la caméra PCO
- la voie source-LS qui comprend la source, le collimateur, le diaphragme annulaire Dannul, les doublets L1 et L2, un trou d'alignement T1 et la lame séparatrice LS
- la voie œil qui va de la lame séparatrice LS à l'œil

La majorité des optiques sont montées sur tige, à l'exception du module ASO (hors caméra) et du module Œil de référence qui sont montés sur un rail, ce qui rend leur réglage plus commode.

Modules Paramètres	Unité	IPUP	ASO
Caméra	-	EMCCD Andor iXon DV860	sCMOS PCO.Edge
Fréquence d'acquisition maximale	Hz	496	236
Taille d'un pixel/d'une microlentille sur la pupille	µm	78	320
Champ pupillaire (selon la direction la plus défavorable)	mm	10	10
Nombre de pixels/de microlentilles sur un diamètre de pupille de 7 mm	-	90	22
Nombre de pixels/de microlentilles sur un diamètre de pupille de 10 mm	-	128	31

TABLE 2.2 – Caractéristiques des modules d'analyse du biomètre SCRAT1.

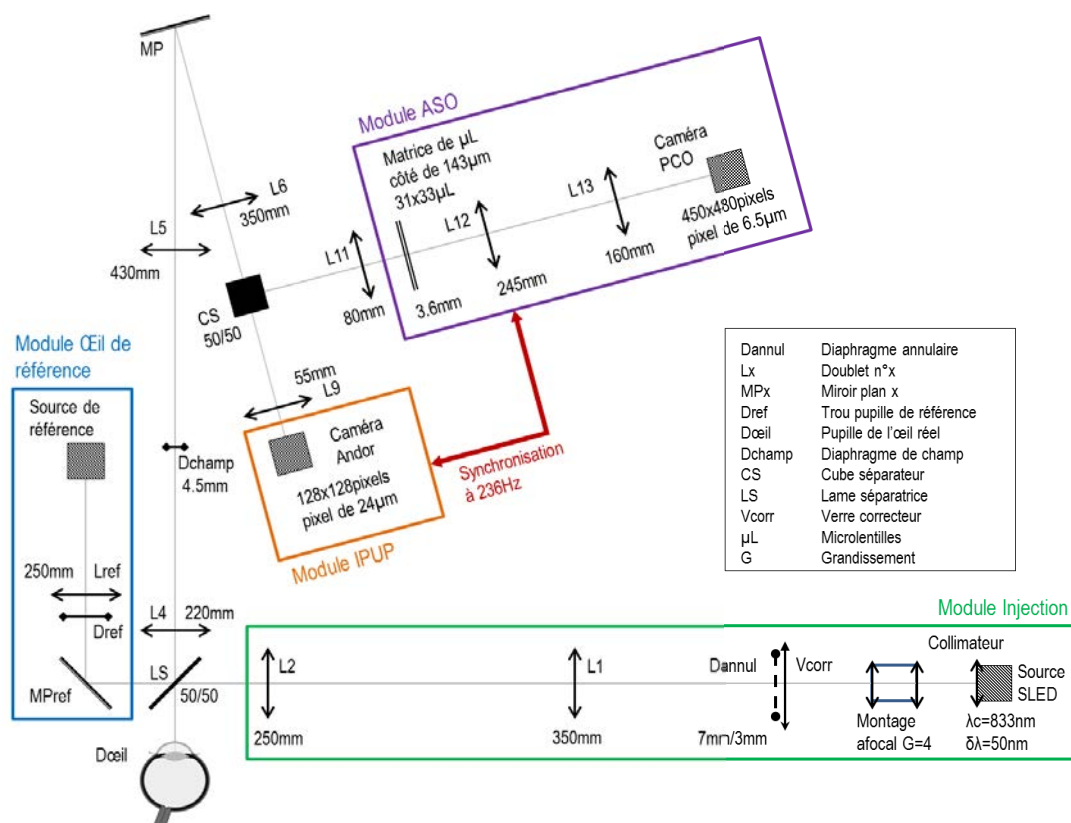


FIGURE 2.7 – Schéma descriptif du biomètre SCRAT1.

2.6 Procédure d'alignement du biomètre SCRAT1

Nous réalignons entièrement le banc d'une part pour intégrer les modifications exposées en 2.4, d'autre part pour améliorer la qualité optique du banc qui présente un astigmatisme important. Nous donnons ici les méthodes suivies pour l'alignement. Nous insistons sur les deux points les plus délicats : l'alignement du module ASO et l'alignement du module Injection et de la voie œil par rapport au reste du système.

L'alignement se décompose en deux phases. D'abord, nous procédons à l'alignement séquentiel des modules Œil de référence, Transport et séparation, Imagerie pupillaire et Analyse de surface d'onde. Puis, nous réglons le module Injection vis-à-vis du reste du système et de la voie œil.

Pour rappel, l'emplacement du doublet L4 est fixé par la position de la mentonnière sur la table optique qui définit la position de la pupille de l'œil (se reporter à la définition mécanique en 2.5). La mentonnière présente une course axiale dz de 17 mm. Il nous semble que le plus souvent le plan de la pupille de l'œil se trouve derrière le plan de l'appui frontal de la mentonnière. La mentonnière est positionnée grossièrement tel que la distance entre le doublet L4 de focale $f4$ et l'appui frontal puisse varier entre $f4 - dz = 203 \text{ mm}$ et $f4 = 220 \text{ mm}$. La mentonnière présente une course latérale dx de 80 mm⁶. En début de course, nous faisons en sorte que le corps de la mentonnière (appuis frontal et mentonnier) soit centré par rapport au doublet L4.

L'alignement obéit à certaines règles de base.

Sur une même voie, le faisceau est aligné suivant un même axe, l'axe optique, à la hauteur d'axe défini pour le système (voir définition mécanique en 2.5). L'axe optique de chaque voie est précisément défini avant de débiter le réglage. Pour assurer l'alignement du faisceau suivant l'axe optique, les optiques doivent toujours être centrées et perpendiculaires par rapport au faisceau.

Nous disposons de masques d'alignement et d'une cible centrée à la hauteur d'axe du système pour contrôler le centrage. Pour l'angle entre optiques et axe optique, nous le vérifions par auto-collimation en accolant un miroir plan aux montures des optiques et aussi en baladant notre cible le long de l'axe optique. Pour ces ajustements du centrage, nous nous servons d'une diode laser dans le visible à 633 nm car notre œil est très peu sensible au faisceau à 833 nm et le flux de la SLED limité. Nous pouvons nous le permettre car le chromatisme transversal est faible entre ces deux longueurs d'onde.

Le sens des doublets L1, L2, L4, L5, L6, L9 et L11 est choisi de manière à optimiser la formation des pupilles, ce qui nous intéresse ici, c'est-à-dire que la face la moins courbée est positionnée vers le plan pupille (voir localisation des plans pupilles figure 2.8). Les doublets L12 et L13 sont orientés avec leur face la moins courbée du côté du plan des spots ASO puisqu'ils sont destinés à imager le plan focal image (PFI) des microlentilles.

La face réfléchissante de la lame séparatrice LS 50/50 est orientée vers les modules d'analyse. La lame est positionnée de telle sorte que le faisceau soit centré sur le doublet L4 et aligné suivant un axe optique parallèle à l'un des axes de trous de la table optique. Étant donné que la lame est prismatique, cela implique d'envoyer un faisceau légèrement incliné par rapport aux axes de la table.

Les choix de conception du système rendent l'alignement relativement simple.

Tous les systèmes de transfert sur SCRAT1 sont afocaux. Il s'agit des systèmes L1-L2, L4-L5, L6-L9, L6-L11 qui transportent le plan pupille : le système L1-L2 image le diaphragme annulaire sur la pupille de l'œil, l'association des systèmes L4-L5 et L6-L9 image tantôt le trou pupille de référence, tantôt la pupille de l'œil sur la caméra Andor, et l'association des systèmes L4-L5 et L6-L9 image tantôt le trou pupille de référence, tantôt la pupille de l'œil sur la matrice de microlentilles. Cela facilite grandement l'alignement et la localisation des plans focaux image et pupille. La démarche

6. L'écart inter-pupillaire se situe autour de 63 mm mais peut aller jusqu'à 80 mm.

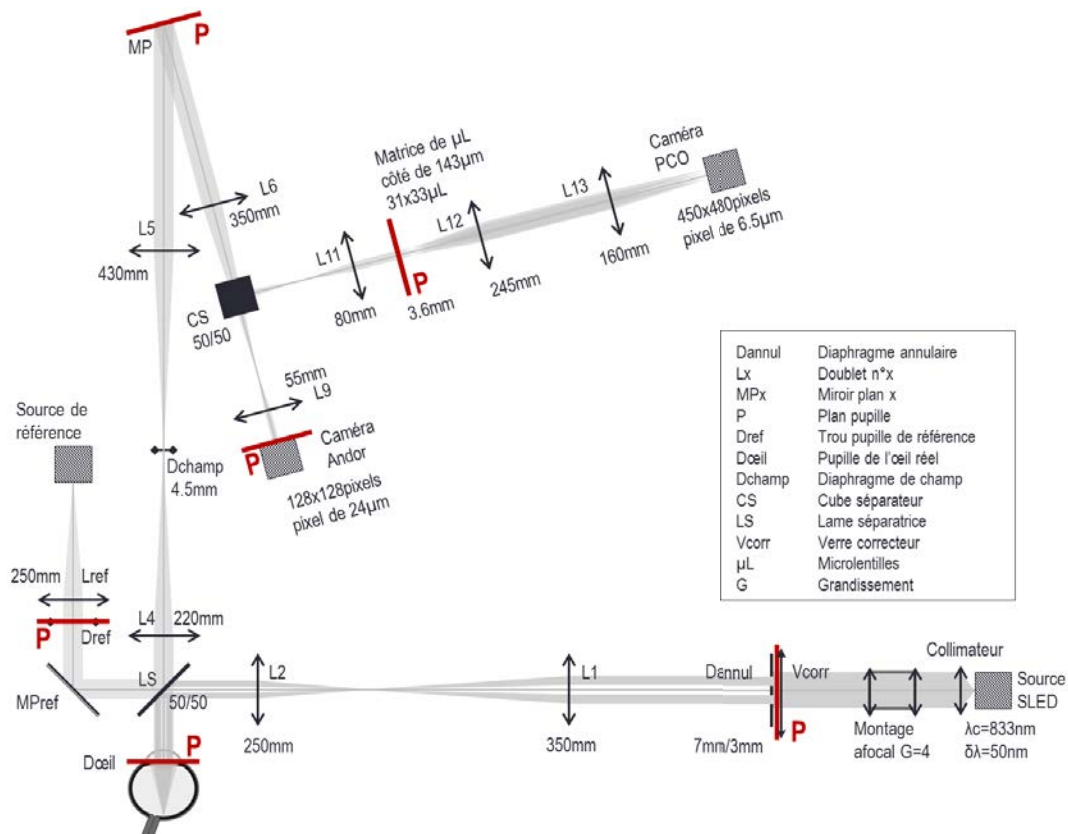


FIGURE 2.8 – Formation image et formation pupille sur le biomètre SCRAT1. Le tracé de rayons schématisé met en évidence la formation des images et les plans marqués par un « P » en rouge les plans pupille.

pour l'alignement de ces systèmes est toujours la même et requiert de bien maîtriser le processus de formation des pupilles et le processus de formation des images. Il faut placer le trou pupille objet au niveau du plan focal objet du premier doublet tel que l'image du trou objet soit à l'infini derrière ce premier doublet, puis il faut placer le second doublet tel que le faisceau collimaté en entrée du système ressorte à l'infini derrière ce second doublet.

Pour mettre un objet pupillaire à l'infini derrière une optique, avec son œil et une lunette de visée à l'infini, il suffit de faire varier la distance objet-optique jusqu'à voir nette l'image de l'objet derrière l'oculaire de la lunette. Pour ce faire, il faut bien sûr que l'objet soit éclairé (si possible à la longueur d'onde de travail). Sur SCRAT1, nous ne disposons pas de lunette, nous utilisons un montage foyer-infini-foyer formé par l'optique à tester et une autre optique L_{test} . La caméra est placée au niveau du foyer de l'optique L_{test} (grâce à un faisceau large collimaté par exemple) et l'optique à régler déplacée jusqu'à voir nette l'image de l'objet sur la caméra. Nous mettons en œuvre ce réglage pour le positionnement du trou pupille Dref relativement au doublet L4 (fixé), du doublet L2 relativement au trou pupille Dref (nous détaillerons par la suite la méthode d'alignement pour le module Injection) ainsi que pour le positionnement du doublet L6.

Ensuite, pour mettre l'image de la source de référence à l'infini derrière L1, L5, L9 et L11, nous utilisons un ASO, en l'occurrence, le HASO 64 d'Imagine Optic qui possède 64 par 64 microlentilles et une pupille d'analyse de 12 par 12 millimètres. Cela nous permet de mieux contrôler la qualité du front d'onde. Nous pourrions aussi utiliser une lunette de visée à l'infini. Quand l'image de la source se forme à l'infini en sortie du système, derrière l'oculaire, l'œil voit la fonction d'étalement du point

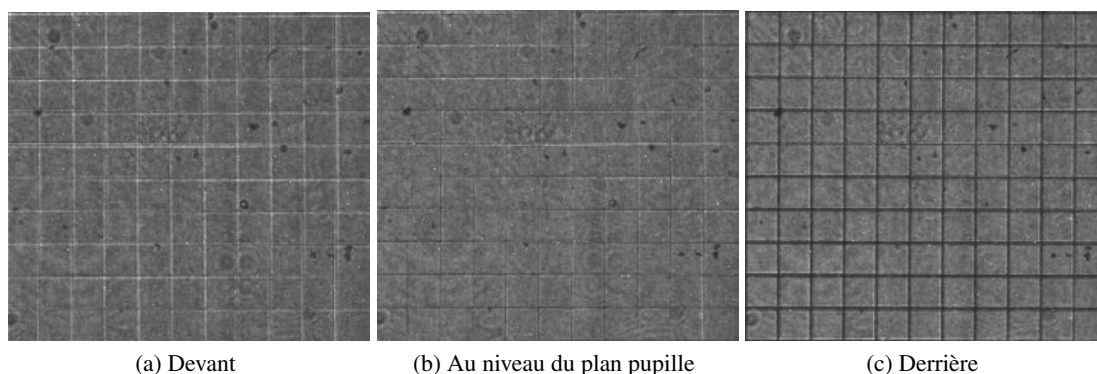


FIGURE 2.9 – Localisation du plan pupille grâce à l’effet de contraste de phase observé en défocalisant la matrice de microlentilles de l’ASO.

(PSF) du système. Une appréciation qualitative à l’œil des défauts de surface d’onde peut être faite (voir série de PSF obtenues pour différents modes figure 1.19) et si les aberrations du banc sont minimales, c’est une tache d’Airy qui est identifiée derrière l’oculaire. Il est important de faire ce réglage à la longueur d’onde de travail car certains éléments présentent un fort chromatisme longitudinal (surtout le cube CS utilisé en faisceau convergent).

Pour conjuguer un objet pupillaire avec un autre élément sur le banc, nous avons recours à un viseur à distance de visée finie ou à un système foyer-infini-foyer avec caméra au foyer. De cette manière, nous conjugons le trou pupille de référence avec le miroir MP⁷, le diaphragme annulaire et la matrice de microlentilles. La caméra Andor est placée au foyer du doublet L9 tel que le trou pupille de référence soit imagé dessus.

Alignement de l’ASO

Le montage conçu pour l’ASO a l’avantage de permettre de passer aisément de l’observation des spots Shack-Hartmann en plan focal image à l’observation du plan pupille par translation du doublet L12. Nous nous servons de cette propriété pour l’alignement de l’ASO.

Nous utilisons le système de transfert de plan focal de l’ASO formé par les doublets L12 et L13 (voir figure 2.4) pour localiser le plan pupille au foyer du doublet L11. Nous commençons par mettre le doublet L13 approximativement à la position définie dans le design du dispositif de transfert (la distance L12-L13 optimale qui minimise la distortion est autour de 50 mm). La caméra PCO est ensuite positionnée au niveau du plan focal du doublet L13. Le doublet L12 est ensuite placé en amont de L13 de telle sorte à accéder à l’image du trou pupille de référence sur la caméra PCO (le trou pupille doit être éclairé). La matrice de microlentilles est alors insérée au niveau du plan pupille. L’effet de contraste de phase observé sur la caméra permet de réaliser un réglage précis : les croisillons de la matrice de microlentilles apparaissent alternativement sombres ou clairs selon que la matrice est avant ou après le plan pupille (voir illustration figure 2.9). Enfin, nous parvenons à l’image Shack-Hartmann en translatant le doublet L11 de la focale des microlentilles (soit 3.6 mm).

Le diaphragme de champ limitant le champ vu par une sous-pupille à une sous-pupille est au préalable soigneusement installé au niveau du plan focal du doublet L4 centré sur l’axe optique à l’aide du viseur. Il est possible de s’assurer de l’efficacité de filtrage du diaphragme en analysant sur l’ASO l’image obtenue avec un petit trou pupille (idéalement de la taille d’une microlentille pour visualiser le champ d’une seule sous-pupille) et une source large (telle qu’une lampe de poche).

7. Nous voulions pouvoir mettre un miroir déformable en plan pupille à la place de ce miroir.

Alignement du module Injection et de la voie œil

Les conjugaisons pupillaires et les centrages suivants doivent être réalisés pour satisfaire à l'alignement du système :

- le trou pupille de référence Dref avec la caméra pupillaire et la matrice de microlentilles,
- le diaphragme annulaire Dannul avec la pupille de l'œil Doeil,
- la pupille de l'œil avec la caméra pupillaire et la matrice de microlentilles.

Cela est équivalent à conjuguer et centrer :

- le trou pupille de référence avec la caméra pupillaire et la matrice de microlentilles,
- le diaphragme annulaire avec le trou pupille de référence.

En effet, en termes de chemins optiques, nous avons (chemins jaune et vert sur la figure 2.10) : $\delta_{Dref-B} + \delta_{B-L4} = \delta_{Doeil-C} + \delta_{C-B} + \delta_{B-L4}$, par suite : $\delta_{Dref-B} = \delta_{Doeil-C} + \delta_{C-B}$, et donc (chemins bleu et rouge sur la figure 2.10) : $\delta_{Dref-B} + \delta_{B-A} + \delta_{A-L2} = \delta_{Doeil-C} + \delta_{C-B} + \delta_{B-A} + \delta_{A-L2}$, ce qui signifie que conjuguer le diaphragme annulaire de la pupille de l'œil ou du trou pupille de référence revient au même.

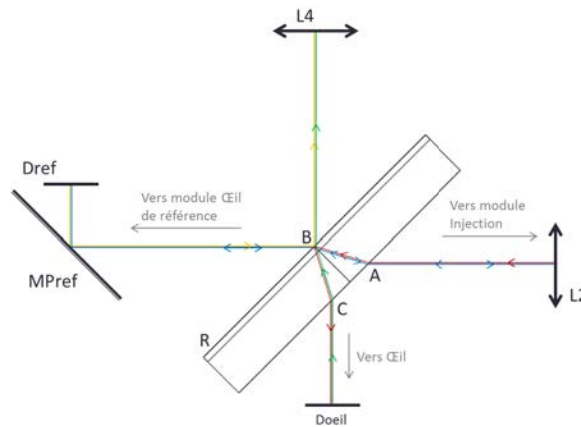


FIGURE 2.10 – Alignement des différentes voies autour de la lame séparatrice LS, le chemin bleu est seulement utilisé pour l'alignement (NB : le wedge de la lame n'est pas représenté et le schéma n'est pas à l'échelle).

C'est pourquoi nous alignons le module Injection à l'aide de l'œil de référence du doublet L2 au diaphragme annulaire (donc à l'envers).

Il faut ensuite placer la source collimatée dans l'axe du faisceau en provenance du module œil de référence. Cette étape demande un peu de travail car la lame séparatrice est prismatique et le faisceau en sort sur la voie source-LS un peu incliné par rapport aux axes de la table. La position et l'inclinaison de la source sont trouvées lorsque le faisceau est centré sur l'axe défini par le centre du trou d'alignement T1 (au foyer du doublet L1), le centre du trou pupille de référence et la tête de fibre de la source de référence. Un miroir peut être placé sur la voie œil pour s'assurer du bon alignement du faisceau d'injection. Il doit exister une position du miroir pour laquelle l'image de la source d'injection est au centre du diaphragme de champ Dchamp et retombe sur la tête de fibre de la source d'injection.

La figure 2.11 présente une vue d'ensemble du biomètre SCRAT1 intégré et la figure 2.12 un couple d'images pupillaire/ASO acquises sur l'œil de référence avec le biomètre.

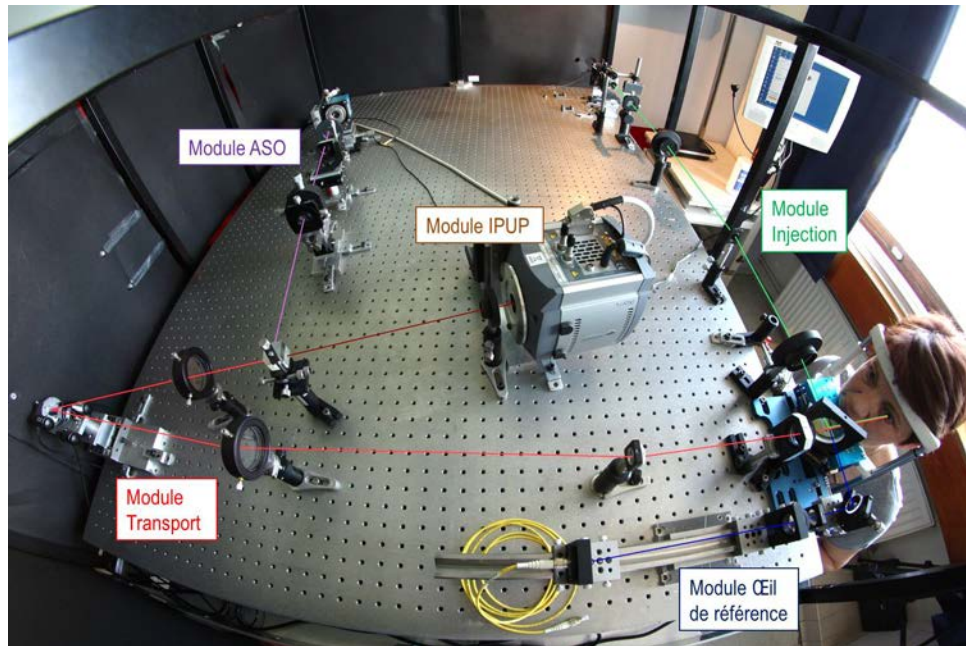


FIGURE 2.11 – Photo du biomètre SCRAT1 montrant les différents modules (voir figure 2.7).

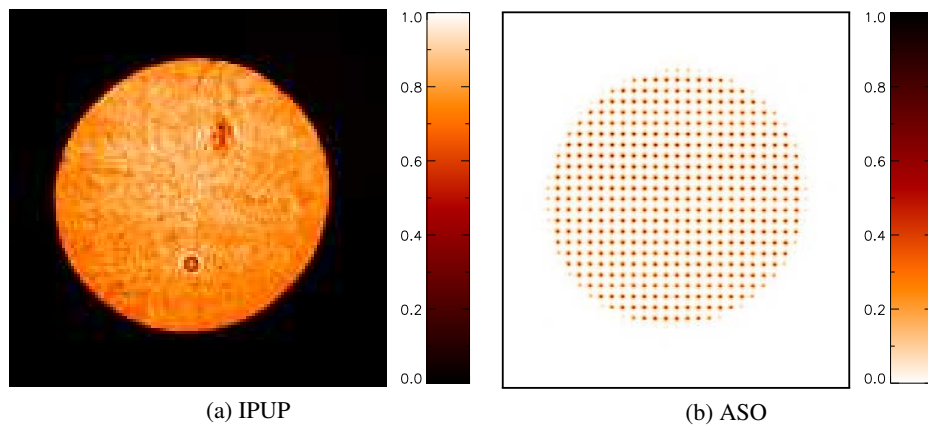


FIGURE 2.12 – Couple d'images IPUP et ASO acquises sur l'œil de référence avec le biomètre SCRAT1.

2.7 Présentation des outils de traitement

Des données récoltées sur le biomètre SCRAT1 doivent être déduits les mouvements de pupille et les aberrations oculaires (voir objectifs en 2.2). Nous décrivons ici les développements réalisés pour parvenir à ces données de sortie à partir des images Shack-Hartmann et des images pupillaires. Rappelons que les mouvements de pupille sont à calculer sur les images issues de la caméra pupillaire et aussi sur les images issues de l'ASO pour évaluer les performances d'un suivi via l'ASO.

2.7.1 Réduction des données

Une première phase de réduction des données permet d'extraire les données d'intérêt des images acquises.

Pour la mesure des mouvements, il s'agit des cartes d'intensité pupillaires : les images en provenance de la caméra pupillaire et les cartes d'intensité par sous-pupille en provenance de l'ASO. Ces données de flux sont aussi intéressantes pour des études de photométrie (par exemple, pour évaluer la réflectance de la rétine) et utiles pour identifier les sous-pupilles ASO sur lesquelles la pupille s'étale.

Pour la mesure des aberrations, nous récupérons les positions des centres de gravité (CdG) des spots Hartmann dans chaque sous-pupille spl_i , à la fois sur les images à traiter acquises sur l'œil réel ou l'œil de test ($\{X_l; Y_l\}$) et sur les images de référence acquises sur l'œil de référence ($\{X_{ref_l}; Y_{ref_l}\}$) pour évaluer les pentes locales dans chaque sous-pupille ($\{X_l - X_{ref_l}; Y_l - Y_{ref_l}\}$). Les CdG sont évalués par une méthode de CdG seuillé avec soustraction du seuil.

2.7.2 Calcul des mouvements de pupille

Méthode

Les mouvements de pupille sur la caméra pupillaire sont calculés sur des cartes d'intensité binarisées pour ne pas être biaisés par la répartition du flux dans la pupille. Le seuil utilisé pour la binarisation des cartes d'intensité est défini à l'aide des histogrammes d'intensité pupillaire, dont un exemple est donné figure 2.13.

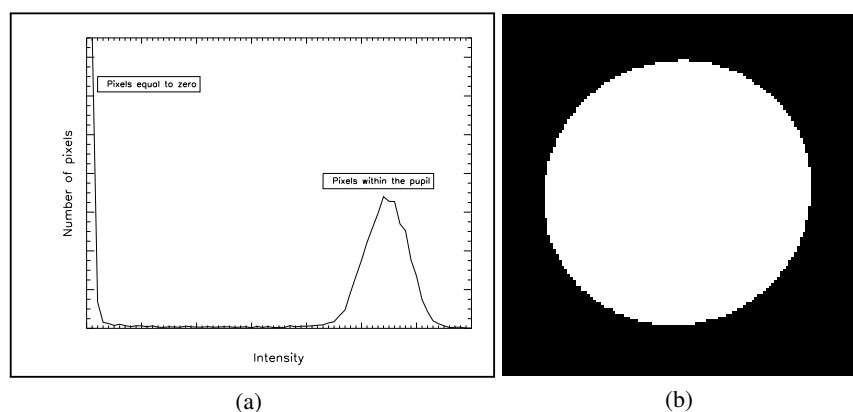


FIGURE 2.13 – Binarisation d'une image enregistrée avec le module IPUP (image présentée figure 2.12a). (a) Histogramme d'intensité pupillaire. (b) Carte binarisée.

Sur l'ASO, l'intensité pupillaire est estimée à partir du flux par sous-pupille (voir exemple figure 2.14a). Pour pallier le sous-échantillonnage des cartes d'intensité pupillaire obtenues via l'ASO, l'idée est d'utiliser le flux dans les sous-pupilles de bord partiellement éclairées et de travailler avec des cartes

d'intensité normalisées : en mettant à 1 les sous-pupilles complètement éclairées et en normalisant le flux dans les sous-pupilles de bord par rapport à la médiane du flux dans les sous-pupilles complètement éclairées (voir exemple figure 2.14b).

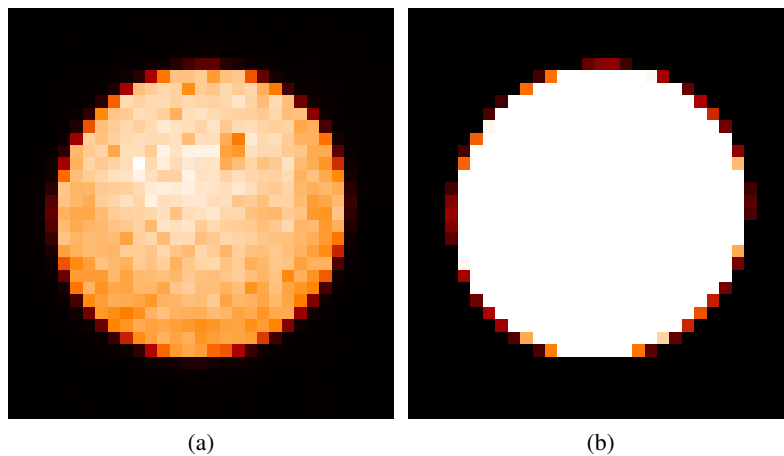


FIGURE 2.14 – Carte d'intensité par sous-pupille obtenue sur l'ASO. (a) Carte d'intensité par sous-pupille. (b) Carte normalisée.

Les mouvements de pupille sont estimés en suivant le centre de gravité des cartes d'intensité pré-traitées (cartes binarisées pour les images issues du module IPUP, cartes normalisées pour les images issues du module ASO).

Précision de la méthode

Nous estimons par simulation la précision du suivi de pupille atteignable sur la caméra pupillaire avec la méthode décrite.

Pour simuler une image pupillaire réaliste, nous procédons comme suit : nous simulons une pupille elliptique échantillonnée finement sur un support 20 fois plus grand que le support de la caméra pupillaire, nous introduisons des variations d'intensité dans la pupille suivant une statistique gaussienne, puis nous ré-échantillonnons la pupille elliptique obtenue sur un support correspondant aux dimensions du capteur de la caméra pupillaire, enfin nous ajoutons un bruit blanc typique. Nous simulons de cette manière une série d'images à différentes positions. Nous considérons un mouvement linéaire par pas de 1 pixel et sur 40 pixels de la pupille sur-échantillonnée, le déplacement unitaire de la pupille sur-échantillonnée correspondant à un déplacement de 0.05 pixel sur la caméra pupillaire.

Finalement, le centre de gravité de la pupille est calculé sur la série d'images simulées et la précision de suivi estimée par comparaison avec les mouvements simulés. La précision RMS est estimée à $1/10$ de pixel, ce qui correspond sur SCRAT1 à $8 \mu\text{m}$ (en effet, un pixel de la caméra ASO représente $78 \mu\text{m}$ dans la pupille de l'œil, cf. tableau 2.2).

2.7.3 Reconstruction du front d'onde oculaire

Reconstruction modale sur une pupille circulaire

Principe La reconstruction modale du front d'onde sur une pupille d'analyse circulaire $\mathcal{P}_{analyse}$ vise à résoudre le problème inverse d'estimation des coefficients de Zernike décrivant la fonction d'aberration sur cette pupille à partir des pentes Shack-Hartmann mesurées. Le modèle direct sous-jacent est

considéré linéaire, il s'écrit matriciellement comme suit :

$$P = D_z^M \cdot A + B \quad (2.4)$$

avec P le vecteur des pentes (comportant $2N$ mesures pour une pupille comportant N sous-pupilles), A le vecteur des coefficients de Zernike a_i décrivant la fonction d'aberration W (supposée parfaitement décrite par k modes de Zernike Z_i selon : $W(x, y) = \sum_{i=0}^{k-1} a_i Z_i(x, y)$), D_z^M la matrice d'interaction (de dimension $k \times 2N$) et B le vecteur de bruit sur chaque mesure de pente.

Une solution type moindres carrés (qui ne prend pas en compte le bruit de mesure) estimant les coefficients de Zernike, i.e, donnée par $\hat{A}_{MC} = \underset{A}{\operatorname{argmin}} \|P - D_z^M \cdot A\|^2$, vaut :

$$\hat{A} = (D_z^M)^\dagger \cdot P \quad (2.5)$$

avec $(D_z^M)^\dagger$ le pseudo-inverse de D_z^M , qui représente la matrice de reconstruction au sens des moindres carrés.

La matrice D_z^M associe à chaque mode de Zernike i les pentes calculées dans chaque sous-pupille ssp_l selon le modèle géométrique présenté en 1.4.1 :

$$\begin{cases} D_{z_l, i}^M &= \frac{\lambda}{2\pi} \frac{\iint_{(x,y) \in ssp_l} I_M(x,y) \cdot \frac{\partial Z_i(x,y)}{\partial x} dx dy}{\iint_{(x,y) \in ssp_l} I_M(x,y) dx dy} \\ D_{z_{l+N}, i}^M &= \frac{\lambda}{2\pi} \frac{\iint_{(x,y) \in ssp_l} I_M(x,y) \cdot \frac{\partial Z_i(x,y)}{\partial y} dx dy}{\iint_{(x,y) \in ssp_l} I_M(x,y) dx dy} \end{cases} \quad (2.6)$$

où I_M décrit l'intensité pupillaire sur la pupille d'analyse circulaire $\mathcal{P}_{analyse}$ et vaut 0 en dehors de la pupille d'analyse.

Implémentation Les dérivées partielles des polynômes de Zernike sont calculées analytiquement en utilisant le fait que la dérivée partielle d'un polynôme de Zernike d'ordre n s'exprime comme une combinaison linéaire de polynômes de Zernike d'ordres inférieurs [Noll, 1976]⁸.

L'implémentation numérique passe par la discrétisation de l'équation 2.6. D'abord, les dérivées de phase $\frac{\partial Z_i}{\partial x}$ et $\frac{\partial Z_i}{\partial y}$ associées à chaque mode i et l'intensité sur la pupille d'analyse I_M sont discrétisées sur une carte de points de calcul de dimension $N_{pix} \times N_{ssp}$ par $N_{pix} \times N_{ssp}$, avec N_{ssp} le nombre de sous-pupilles dans le diamètre de la pupille $\mathcal{P}_{analyse}$ et $N_{pix} \times N_{pix}$ le nombre de points de calcul utilisés dans chaque sous-pupille. Puis, le vecteur de pentes associé à chaque mode est calculé selon le modèle d'ASO décrit par l'équation 2.6. Une fois la matrice D_z^M formée par la concaténation des vecteurs de pentes associés à chaque mode, les coefficients de Zernike sont estimés par l'équation 2.5⁹.

Notons que la matrice D_z^M change selon la position de la pupille d'analyse par rapport à la grille de points de calcul. Nous définissons M le masque pupillaire de dimension $N_{pix} \times N_{ssp}$ par $N_{pix} \times N_{ssp}$ défini sur la grille de point de calcul de la façon suivante : $M[x, y] = \begin{cases} 0 & \text{si } (x, y) \notin \mathcal{P}_{analyse} \\ 1 & \text{si } (x, y) \in \mathcal{P}_{analyse} \end{cases}$.

8. Les coefficients proposés initialement par Noll *et al.* [Noll, 1976] ont été corrigés par Rigaut *et al.* [Rigaut et Gendron, 1992].

9. On peut s'assurer de l'implémentation numérique en vérifiant que les pentes retournées pour des aberrations calibrées simples sont justes.

Pour le tilt horizontal ($i = 2$), la pente C_j en pixels vaut pour chaque sous-pupille ssp_j : $C_j = \frac{S}{\pi} \cdot \frac{\Phi_{bb2}}{N_{ssp}}$, avec $\Phi_{bb2} = 4a_2$ la phase bord-à-bord de la pupille tout entière pour le tilt en radians et S le facteur de sur-échantillonnage considéré dans le modèle ASO.

Pour le défocus ($i = 4$), la pente évolue selon la position de la sous-pupille par rapport au centre de la pupille ; la pente sur la p -ième sous-pupille dans le rayon de la pupille (avec $p = 0$ en bord de pupille) vaut : $C_p = \frac{S}{\pi} \cdot 8\sqrt{3}a_4 \left(\frac{1}{N_{\mu L}} - \frac{1+2p}{N_{\mu L}^2} \right)$.

Le modèle géométrique est parfaitement linéaire, il ne prend pas en compte les effets sur la mesure de pentes liés à la méthode d'estimation du centre de gravité des spots et à l'aspect des spots (fonction de l'effet de la diffraction des microlentilles, des perturbations présentes au niveau de la microlentille, de l'effet du diaphragme de champ limitant le champ vu par les microlentilles, du fond diffus présent au niveau de l'image des spots, de l'échantillonnage des spots au niveau du capteur). Vu le nombre de microlentilles de l'ASO de SCRAT1 et la statistique des aberrations oculaires décrite dans la littérature [Doble *et al.*, 2007], nous n'attendons pas de fortes perturbations à l'échelle de la microlentille. Par contre, l'effet de la diffraction au niveau des microlentilles en bord de pupille partiellement éclairées conduit à une dissymétrie des spots Shack-Hartmann au foyer de ces microlentilles et l'estimation du centre de gravité de ces spots par un simple centre de gravité seuillé peut conduire à des écarts importants entre la mesure de pente réelle et la mesure de pente prédite par le modèle géométrique. Pour éviter de faire une erreur d'estimation des aberrations sur la pupille à cause de ce problème de modélisation sur les sous-pupilles de bord, les mesures sur les sous-pupilles de bord ne sont en général pas prises en compte dans l'estimation des aberrations lorsque les sous-pupilles sont éclairées à moins de 50 %.

Reconstruction modale sur une pupille suivie

La pupille de l'œil se déplace au rythme des mouvements de fixation. A 236 Hz, d'une trame à l'autre, le déplacement de la pupille va du centième au dixième de sous-pupille dans la configuration SCRAT1.

Reconstruire le front d'onde sur une pupille suivie nécessite de re-définir le modèle géométrique de l'ASO utilisé à chaque trame. En effet, comme illustré sur la figure 2.15, le masque pupillaire M change quand la pupille bouge et il faut re-calculer la matrice de reconstruction D_z^M .

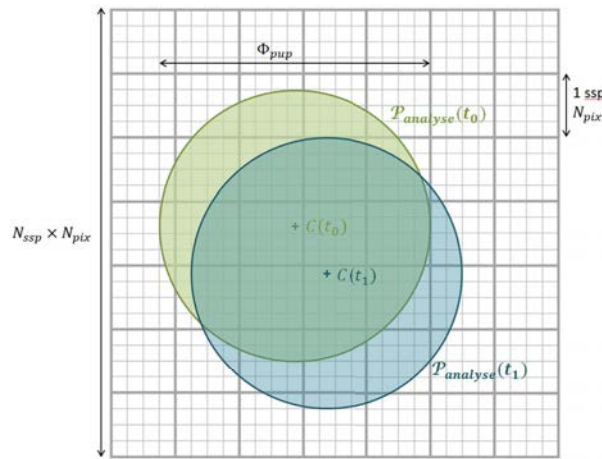


FIGURE 2.15 – Schéma illustrant un mouvement de la pupille d'analyse $\mathcal{P}_{analyse}$ de diamètre Φ_{pup} et de centre C sur la grille de sous-pupilles d'un instant t_0 à un instant t_1 . Nous avons superposé la grille de points de calcul utilisée dans le modèle géométrique de l'ASO à la grille de sous-pupilles pour mieux mettre en évidence le changement du masque pupillaire M entre les instants t_0 et t_1 . La grille de points de calcul est de dimension $N_{pix} \times N_{ssp}$ par $N_{pix} \times N_{ssp}$, avec N_{ssp} le nombre de sous-pupilles dans le diamètre de la pupille $\mathcal{P}_{analyse}$ et $N_{pix} \times N_{pix}$ le nombre de points de calcul utilisé dans chaque sous-pupille (ici $N_{pix} = 4$).

Reconstruction modale sur une sous-zone

La pupille de l'œil n'est pas circulaire et sa taille fluctue au cours du temps. L'analyse des aberrations de l'œil sur la base des polynômes de Zernike amène la définition d'une pupille d'analyse $\mathcal{P}_{analyse}$ circulaire et incluse dans la pupille de l'œil \mathcal{P}_{oeil} (voir exemple figure 2.16).

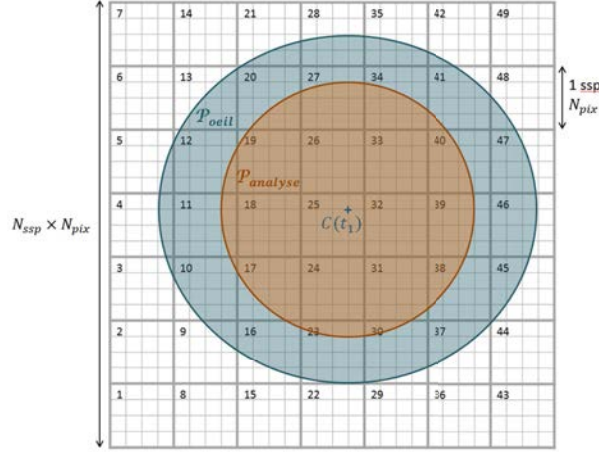


FIGURE 2.16 – Exemple de définition de la pupille d'analyse $\mathcal{P}_{analyse}$ (en marron) par rapport à la pupille de l'œil \mathcal{P}_{oeil} (en bleu). Une numérotation des sous-pupilles de l'ASO est indiquée sur la figure. Les sous-pupilles de bord de la pupille d'analyse sont les sous-pupilles 3, 4, 5, 9, 10, 12, 13, 16, 21, 23, 28, 30, 35, 37, 41, 42, 45, 46, 47, 48.

Dans cette configuration, quand la pupille de l'œil est plus grande que la pupille d'analyse, les sous-pupilles de bord partiellement éclairées de la pupille d'analyse $\mathcal{P}_{analyse}$ correspondent à des sous-pupilles complètement éclairées sur la pupille physique \mathcal{P}_{oeil} (par exemple, sous-pupille 17 figure 2.16). Par suite, en estimant les coefficients de Zernike sur la pupille d'analyse par la méthode présentée en 2.7.3, une erreur de modèle est commise par rapport aux sous-pupilles de bord lorsque la surface d'onde au niveau des sous-pupilles de bord n'est pas complètement linéaire. De fait, si la phase est linéaire (tilt local pur) au sein de la sous-pupille, alors tronquer cette sous-pupille ne change rien à la mesure de pente ; en revanche, si la phase n'est pas linéaire, la mesure de pente va être différente selon la portion de la sous-pupille tronquée.

Précision de la reconstruction sur une sous-zone L'erreur de reconstruction entraînée par l'erreur de modélisation sur les sous-pupilles de bord est estimée par simulation. Soit \mathcal{P}_1 une grande pupille circulaire dans laquelle est inscrite une pupille d'analyse plus petite \mathcal{P}_2 , et, M_1 et M_2 leur masque pupillaire respectif (voir figure 2.17a).

Les coefficients de Zernike sur la pupille \mathcal{P}_2 sont estimés à partir des pentes mesurées P_2 sur la pupille \mathcal{P}_2 et du modèle ASO considéré selon : $\widehat{A}_2 = (D_z^{M_2})^\dagger \cdot P_2$. Les pentes P_2 s'expriment en fonction des coefficients de Zernike A_1 sur la pupille \mathcal{P}_1 suivant : $P_2 = D_z^{M_1, f} A_1$, avec $D_z^{M_1, f}$ la matrice d'interaction $D_z^{M_1}$ privée des mesures de pentes sur des sous-pupilles dans \mathcal{P}_1 mais pas dans \mathcal{P}_2 .

De la comparaison des coefficients de Zernike estimés \widehat{A}_2 sur la pupille \mathcal{P}_2 aux coefficients « vrais » A_2 calculés analytiquement selon les coefficients de Zernike A_1 sur la grande pupille \mathcal{P}_1 , nous étudions l'erreur de modélisation :

$$\widehat{A}_2 - A_2 = \underbrace{\left((D_z^{M_2})^\dagger \cdot D_z^{M_1, f} - M_{a_{i_1 to 2}} \right)}_{E_{recons}} \cdot A_1 \quad (2.7)$$

Le calcul de $M_{a_{i_1 to 2}}$ selon la position de la pupille \mathcal{P}_2 par rapport à la pupille \mathcal{P}_1 est tiré de l'article de Lundström *et al.* [Lundström et Unsbo, 2007].

Il est intéressant de regarder l'erreur de reconstruction obtenue quand les sous-pupilles de bord sont prises en compte dans l'estimation des aberrations sur la pupille d'analyse. L'erreur de reconstruction dépend de la phase sur la grande pupille décrite par les coefficients A_1 (voir équation 2.7). Nous considérons que la variance d'erreur sur chaque mode est égale aux coefficients diagonaux de la matrice $(E_{recons})^T \cdot E_{recons}$ multipliés par le vecteur des coefficients de Zernike sur la pupille \mathcal{P}_1 au carré. Cette variance d'erreur sur chaque mode jusqu'à l'ordre radial 10 est présentée sur la figure 2.17b, dans le cas où sont considérées dans l'estimation les sous-pupilles de bord éclairées à plus de 50 %. Nous trouvons une variance d'erreur très faible même pour les modes les plus élevés (représentatifs de hautes fréquences spatiales) ; elle est inférieure à 8×10^{-5} pour tous les modes. Par conséquent, nous considérons l'erreur de reconstruction négligeable dans la suite.

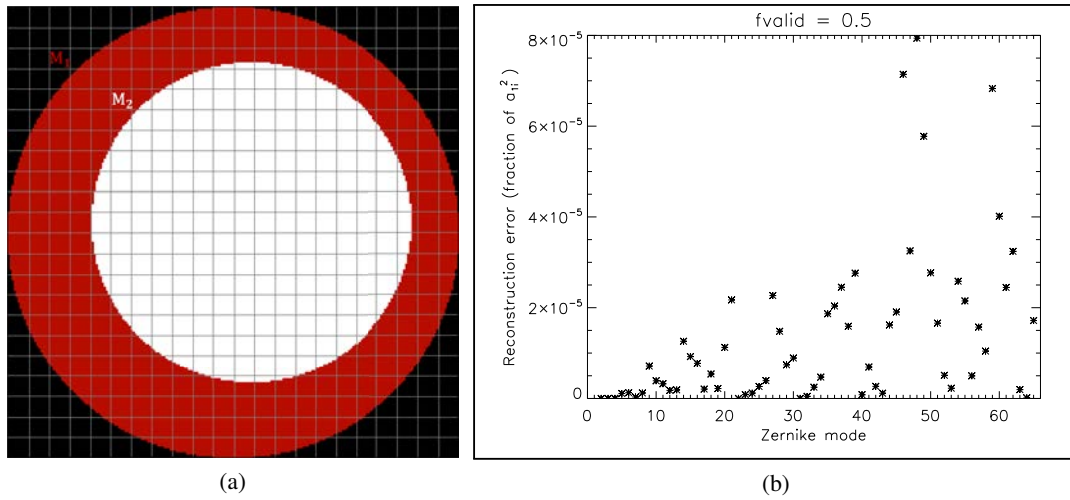


FIGURE 2.17 – Évaluation de l'erreur de reconstruction pour une pupille d'analyse \mathcal{P}_2 incluse strictement dans la pupille d'œil \mathcal{P}_1 . (a) Masques pupillaires M_1 et M_2 (la grille de points de calcul est définie par $N_{pix} = 10$). (b) Erreur de reconstruction par mode en fraction du carré des coefficients a_{i_1} donnés sur la grande pupille \mathcal{P}_1 .

2.8 Établissement du budget d'erreur d'aberrométrie

Nous venons de voir dans la partie précédente que l'erreur de reconstruction était négligeable. Nous listons maintenant les autres sources d'erreur pouvant impacter la précision de mesure des aberrations sur le biomètre SCRAT1.

Dans SCRAT1, nous nous intéressons à l'estimation des aberrations statiques et dynamiques. La partie statique du front d'onde est définie par la moyenne temporelle des aberrations mesurées et la partie dynamique par la variance temporelle des aberrations mesurées. Nous examinons donc l'erreur d'estimation sur la partie statique et l'erreur d'estimation sur la partie dynamique. Une fois que ces erreurs seront bien désignées, celles-ci pourront être évaluées et comparées aux spécifications définies en 2.2.1.

A chaque instant, l'erreur d'estimation du front d'onde est définie comme suit :

$$W_{res} = W - \widehat{W} \quad (2.8)$$

avec W le front d'onde vrai et \widehat{W} le front d'onde estimé.

L'erreur d'estimation se décompose sur la base des polynômes de Zernike : $W_{res} = \sum_i a_{ires} Z_i$.

Par définition, pour une série temporelle, la variance spatiale du front d'onde résiduel $SWFE_{res}$ est la moyenne temporelle de la variance spatiale et s'écrit :

$$\begin{aligned}
 SWFE_{res} &= \left\langle \sum_i a_{ires}^2(t) \right\rangle_t \\
 &= \sum_i \left(\langle a_{ires} \rangle_t^2 + \langle (a_{ires} - \langle a_{ires} \rangle_t)^2 \rangle_t \right) \\
 &= \underbrace{\sum_i \overline{a_{ires}^2}}_{SWFE_{res}^{stat}} + \underbrace{\sum_i (\sigma_t(a_{ires}))^2}_{SWFE_{res}^{dyn}}
 \end{aligned} \tag{2.9}$$

où $\langle \cdot \rangle_t$ désigne la moyenne temporelle et $\sigma_t(\cdot)$ la variance temporelle. $SWFE_{res}^{stat}$ représente l'erreur sur l'estimation de la partie statique du front d'onde, et $SWFE_{res}^{dyn}$ l'erreur sur l'estimation de la partie dynamique du front d'onde ; nous les nommerons par la suite, par abus de langage, SWFE statique et SWFE dynamique respectivement.

Les principaux contributeurs à la SWFE résiduelle sont (voir définitions en 1.4.3) :

- l'erreur d'aliasing $SWFE_{aliasing}$ due au repliement des hauts ordres non vus par l'ASO,
- l'erreur de bruit de mesure $SWFE_{bruit}$ due à la dégradation de la mesure par le bruit de photon et le bruit de détecteur,
- l'erreur due à la turbulence locale $SWFE_{exo}$,
- l'erreur due aux aberrations différentielles du système $SWFE_{NCPA}$ entre l'œil de référence (voir définition en 2.3) et l'œil de test (voir définition en 2.4.6) qui se résument sur SCRAT1 à des aberrations introduites par la lame séparatrice LS.

Chacune de ces erreurs peut être décomposée en une SWFE statique et une SWFE dynamique. Par exemple, pour le cas de l'aliasing, la SWFE statique correspond au repliement moyen des hauts ordres non vus par l'ASO, et la SWFE dynamique aux fluctuations temporelles de ces hauts ordres non vus, ainsi :

$$\begin{cases}
 SWFE_{res}^{stat} = \overbrace{SWFE_{aliasing}^{stat}}^{\simeq 0} + \overbrace{SWFE_{bruit}^{stat}}^{\rightarrow 0} + \overbrace{SWFE_{exo}^{stat}}^{0?} + \overbrace{SWFE_{NCPA}^{stat}}^{A \text{ estimer}} \\
 SWFE_{res}^{dyn} = \underbrace{SWFE_{aliasing}^{dyn}}_{\simeq 0} + \underbrace{SWFE_{bruit}^{dyn} + SWFE_{exo}^{dyn}}_{A \text{ estimer}} + \underbrace{SWFE_{NCPA}^{dyn}}_{=0}
 \end{cases} \tag{2.10}$$

Vu le nombre de modes mesurables par notre ASO et les caractérisations spatiales rapportées dans la littérature [Doble et al., 2007], nous pouvons considérer que l'erreur d'aliasing est nulle. Vu le nombre de points des séquences temporelles avec lesquelles nous travaillons, nous pouvons en outre considérer que la SWFE statique du bruit est nulle. Nous faisons par ailleurs l'hypothèse que la SWFE statique de la turbulence est nulle.

Finalement, nous arrivons au budget d'erreur suivant :

$$\begin{cases}
 SWFE_{res}^{stat} = SWFE_{NCPA}^{stat} \\
 SWFE_{res}^{dyn} = SWFE_{bruit}^{dyn} + SWFE_{exo}^{dyn}
 \end{cases} \tag{2.11}$$

Nous évaluons dans la section qui suit l'erreur due aux aberrations différentielles $SWFE_{NCPA}^{stat}$ et étudions la SWFE dynamique liée à la turbulence locale. L'erreur de bruit dépend des conditions de flux et est évaluée sur œil réel en 3.2.

2.9 Caractérisation des sous-systèmes et tests fonctionnels intégrés sur le biomètre SCRAT1

Avant de se lancer dans des mesures sur œil avec le biomètre, il est indispensable de caractériser les différents sous-systèmes pour :

- ▷ s'assurer que chacun des modules remplit sa fonction,
- ▷ calibrer les grandeurs physiques recherchées (mouvements de pupille, fonction d'aberration),
- ▷ contrôler l'amplitude des erreurs de mesure liées au système et aux composants choisis.

2.9.1 Caractérisation des optiques

Toutes les optiques du biomètre SCRAT1 ont été utilisées et validées en termes de focale et de qualité optique sur d'autres montages et ne sont pas testées à nouveau. Les nouvelles optiques (qui n'apparaissent pas sur le banc ARTS) sont des doublets pour le visible de bonne qualité optique, avec anti-reflet et optimisés vis-à-vis de l'aberration sphérique pour la combinaison infini-foyer. Sur SCRAT1, nous sommes dans le proche infrarouge à 833 nm, mais vu les faibles ouvertures de faisceaux que nous avons, nous n'aurons certainement pas de problème avec la qualité de ces optiques. En revanche, nous nous attendons à avoir des pertes de Fresnel conséquentes, et donc une transmission assez mauvaise, en sortie des optiques avec anti-reflet dans le visible. Nous ne sommes pas inquiets à ce sujet, comme nous l'avons développé en 2.4, nous avons une marge de manœuvre assez importante sur la transmission du système, étant donné le nombre de photo-électrons que nous pouvons recevoir dans un cas de transmission idéale à la puissance incidente limite autorisée (donnée par l'équation 2.2).

2.9.2 Caractérisation du module Injection

Nous vérifions ici que le module Injection est bien à même de fournir au niveau de l'œil la puissance de 29 μW requise (voir équation 2.2) et que le module permet de créer une source ASO suffisamment ponctuelle au fond de l'œil (voir 2.2).

Photométrie Placés sur la voie œil, sans verre correcteur inséré au niveau du module Injection, nous percevons 1 % de la puissance théorique émise par la source SLED. Cette transmission est très faible mais, la source montant jusqu'à 4 mW, suffisante pour nous permettre de délivrer au niveau de l'œil la puissance P_{inc} de 29 μW . C'est toujours le cas avec un ou deux verres correcteurs en place (simple verre ophtalmique utilisé pour la prescription optique), la transmission d'un verre étant de l'ordre de 85 %.

Le design est responsable de cette mauvaise transmission. Le montage afocal éclaire le diaphragme annulaire sur 20 mm alors que le diaphragme n'en fait que 7 et l'occultation centrale du diaphragme annulaire bloque le faisceau sur un disque de 3 mm de diamètre.

Qualité optique Les aberrations introduites par ce module doivent être faibles devant les aberrations de l'œil. Un réglage subjectif de l'amétropie à l'aide de verres correcteurs est précis à 0.25 D, ce qui correspond à un coefficient de Zernike de défocus de 0.44 μm sur une pupille de 7 mm (voir annexe A). L'exigence sur la qualité optique du module Injection est donc très faible.

En sortie du module Injection et derrière la lame séparatrice, le rayon de courbure vaut plusieurs centaines de mètres et l'erreur RMS de front d'onde est de l'ordre de $\lambda/10$ sur une pupille de 7 mm de diamètre.

2.9.3 Caractérisation du module IPUP

La fonction première du module IPUP est de mesurer les mouvements de pupille à partir d'images pupillaires. Les images acquises peuvent aussi servir à caractériser la géométrie de la pupille et la trans-

mission aller-retour de l'œil. Des images pupillaires obtenues sur l'œil de référence sont montrées figure 2.18.

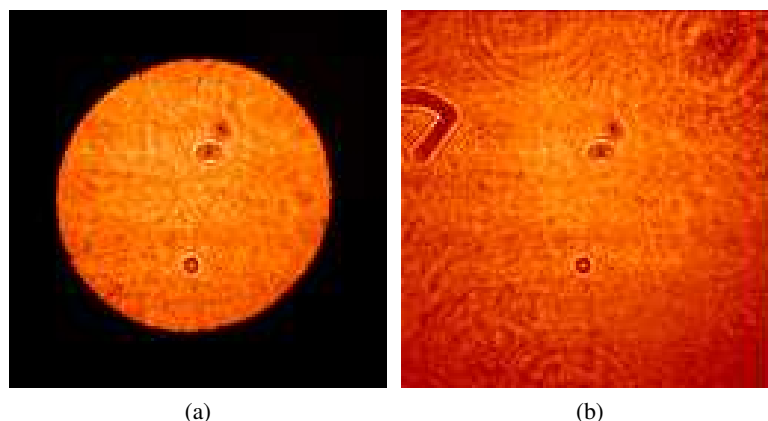


FIGURE 2.18 – Images pupillaires de l'œil de référence acquises avec la caméra pupillaire. (a) Avec le trou pupille Dref de 7 mm de diamètre. (b) Plein champ.

Grandissement pupillaire Pour calibrer les mouvements et la géométrie de la pupille observés sur le module IPUP, le grandissement pupillaire entre la pupille de l'œil et la pupille imagée doit être caractérisé. Avant d'étudier le grandissement pupillaire, nous commençons par caractériser les trous pupille de l'œil de référence et de l'œil de test employés pour la caractérisation du grandissement au projecteur de profil. Les trous sont circulaires mais leur diamètre effectif est un peu différent du diamètre annoncé (voir tableau 2.3).

Trou	Unité	Dref	Dart
Diamètre théorique	mm	7.00	5.00
Diamètre mesuré	mm	7.34	5.06

TABLE 2.3 – Diamètre des trous pupille utilisés pour les caractérisations et calibrations.

Les grandissements pupillaires évalués sur l'œil de test et l'œil de référence sont présentés dans le tableau 2.4 en regard du grandissement théorique. Le calcul de la taille des trous imagés est effectué par une procédure de *fit* d'ellipse que nous présenterons en 3.1.2. Nous retrouvons à peu de chose près le grandissement théorique.

Paramètre	Module Œil de référence	Module Test	Théorie
Grandissement	0.307	0.308	0.307
Ellipticité	3.5 %	1.5 %	0

TABLE 2.4 – Grandissements pupillaires et ellipticités au niveau du module IPUP mesurés sur le module Œil de référence muni de Dref et le module Test muni de Dart, puis comparés aux valeurs théoriques.

Par ce calcul, une légère ellipticité est mise en évidence possiblement due à la présence d'astigmatisme introduit par la lame séparatrice LS. En effet, l'ellipticité est différente selon que la pupille

observée est la pupille de test ou la pupille de référence et le seul élément différentiel est la lame séparatrice. Cependant, nous n'avons pas pu caractériser l'ellipticité des trous au projecteur de profil donc nous ne pouvons pas exclure que l'ellipticité observée soit due à une ellipticité des trous à la base.

Qualité optique Nous vérifions par une analyse de l'erreur de front d'onde que les déformations de l'image pupillaire au niveau du module IPUP sont faibles. En entrée du module IPUP avec l'œil de référence et le trou pupille Dref, l'erreur de front d'onde RMS est de $\lambda/24$ (hors tip/tilt). L'aberration la plus importante est l'astigmatisme avec une erreur RMS de $\lambda/33$. L'imagerie pupillaire est donc de bonne qualité.

Photométrie Afin d'étudier la transmission aller-retour de l'œil, nous calibrons le système d'imagerie pupillaire sur le plan photométrique, plus précisément nous caractérisons le gain de la caméra pupillaire (voir annexe D) et la transmission du système d'imagerie pupillaire. Le gain de la caméra Andor dans les conditions d'acquisition de SCRAT1 est évalué à 0.46 photo-électron par ADU. De la voie œil à la caméra pupillaire, la transmission mesurée vaut 8 %. Cette transmission est sans surprise plus basse que la transmission idéale de 25 %¹⁰, car comme souligné en 2.9.1, l'anti-reflet dans le visible présent sur une grande partie des optiques conduit à des pertes en transmission importantes.

Bruit de mesure et perturbations locales L'estimation des mouvements de pupille est limitée par le bruit de mesure et la turbulence locale présente sur le banc.

Les mouvements de pupille mesurés sur l'œil de référence (qui par définition est fixe) donnent une idée du niveau de précision des mouvements de pupille estimés. Une série temporelle typique de mouvements de l'œil de référence est présentée sur la figure 2.19a. Les mouvements RMS de l'œil de référence sont inférieurs au micromètre selon les deux axes.

Une analyse plus fine des mouvements de pupille de l'œil de référence est fournie par l'étude du spectre temporel de mouvement. La figure 2.19b en montre un exemple typique. Nous distinguons sur ce spectre un plateau de bruit haute fréquence et un pic aux alentours de 20 Hz d'énergie assez élevée témoignant de la présence d'une vibration. Les sources de vibration telles que le ventilateur de la source et le refroidissement à eau de la caméra PCO sont écartées du banc ; le ventilateur de la caméra Andor est coupé pendant l'acquisition. La vibration doit donc venir du sol, la table optique étant moyennement stabilisée. Tant que ce pic est en dessous du spectre mesuré sur œil réel, il n'est pas gênant.

Linéarité Pour finir, nous vérifions la capacité du module IPUP associé aux traitements développés à suivre les mouvements de pupille. Pour cela, nous déplaçons de manière contrôlée le trou pupille de l'œil de test et mesurons sur le module IPUP les déplacements observés. Les mouvements introduits vont de 10 μm à 400 μm . Rappelons que le pixel de la caméra pupillaire mesure 78 μm sur l'œil. Les résultats sont présentés sur la figure 2.20. Le biais est estimé en comparant la droite des moindres carrés obtenue expérimentalement à la droite théorique $y = x$. Celui-ci vaut 2 % en x et 8 % en y . L'erreur de mesure est donnée par le calcul de l'écart-type entre valeurs mesurées et valeurs associées à la droite des moindres carrés. Celle-ci est de l'ordre de 2 μm .

Le biais peut être signe d'une erreur d'estimation du grandissement pupillaire. Le biais est plus élevé en y qu'en x . C'est cohérent avec l'ellipticité des trous de référence observée précédemment. L'analyse de surface d'onde a montré qu'il y avait très peu d'aberrations au niveau du module IPUP. Cette anamorphose pourrait venir d'une inclinaison du capteur par rapport à l'axe optique.

L'erreur de mesure est très faible mais le biais est assez important. Notre objectif est de suivre précisément la pupille pour reconstruire la fonction d'aberration sur une pupille d'analyse toujours centrée

10. La transmission idéale est donnée par les transmissions des séparateurs LS et CS qui valent toutes les deux 50 %.

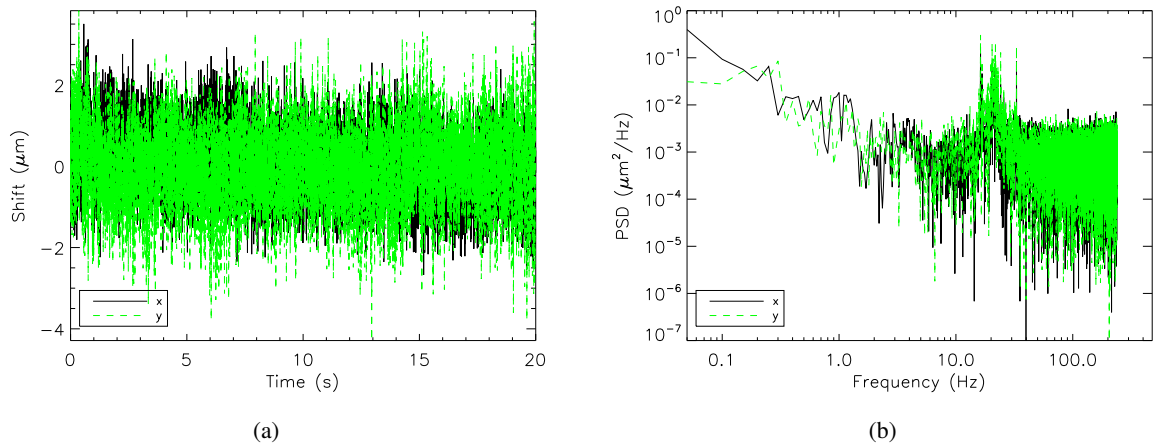


FIGURE 2.19 – Mouvements typiques mesurés sur l’œil de référence (par définition fixe). (a) Séries temporelles de mouvements selon l’axe x (en trait plein noir) et l’axe y de la caméra (en tirets verts). Les mouvements RMS sont de $0.82 \mu\text{m}$ en x et $0.97 \mu\text{m}$ en y. Les mouvements PV sont de $6.2 \mu\text{m}$ en x et $8.1 \mu\text{m}$ en y. (b) Spectre temporel de mouvements. Le plateau de bruit intégré sur toute la plage de fréquence correspond à une énergie moyenne de $0.212 \mu\text{m}^2$ en x et $0.232 \mu\text{m}^2$ en y.

de la même manière par rapport à la pupille de l’œil. Nos performances de suivi seront donc limitées par ce biais.

2.9.4 Caractérisation du module ASO

La fonction première du module ASO est de mesurer les aberrations à partir d’images Shack-Hartmann. Les images acquises avec ce module permettent aussi d’évaluer les mouvements de pupille et de faire des analyses photométriques du flux en sortie de l’œil. Des images Shack-Hartmann acquises sur l’œil de référence sont présentées figure 2.21.

Grandissement pupillaire Pour calibrer les mouvements et la géométrie de la pupille observée sur le module ASO, le grandissement pupillaire entre la pupille de l’œil et l’image de la pupille au niveau de la matrice de microlentilles doit être caractérisé. L’image de la pupille obtenue via l’ASO correspond à la carte de flux intégré par sous-pupille déduite de l’image Shack-Hartmann, dont un exemple a été donné précédemment figure 2.14a.

L’ellipticité de la pupille de référence mesurée sur l’ASO est à peu près la même que celle mesurée sur le module IPUP. Par contre, l’ellipticité mesurée sur l’œil de test est un peu plus élevée, cette différence est attribuée à l’erreur de mesure de la taille de la pupille sur l’ASO. Nous revenons sur la caractérisation de cette erreur en 3.1.

Qualité optique Il est important de contrôler le niveau d’aberrations en entrée du module ASO pour s’assurer que nous n’avons pas de déformations de l’image pupillaire. Par ailleurs, pour ne pas rogner sur la dynamique de mesures qui est limitée par le diaphragme de champ (voir annexe B), nous avons intérêt à ce que les aberrations de l’œil de référence soient les plus faibles possibles.

Le niveau d’aberrations derrière le doublet L11 (au niveau de la matrice de microlentilles) est faible. L’aberration prépondérante est l’astigmatisme avec une erreur RMS de $\lambda/60$ sur la pupille de référence Dref.

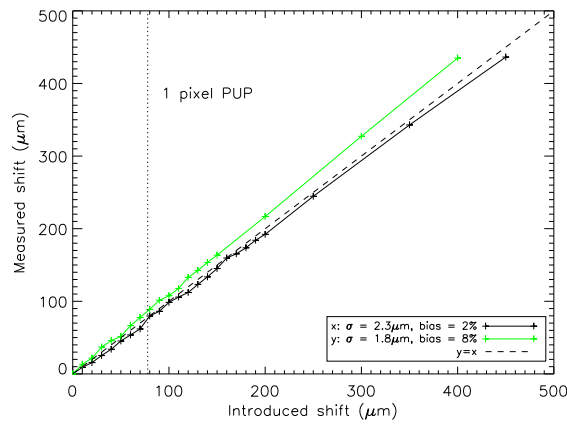


FIGURE 2.20 – Mesure d’une série de déplacements pupillaires calibrés sur le module IPUP. La taille d’un pixel de la caméra pupillaire dans l’espace d’entrée est pointée sur le graphique par la droite verticale, elle vaut $78\ \mu\text{m}$.

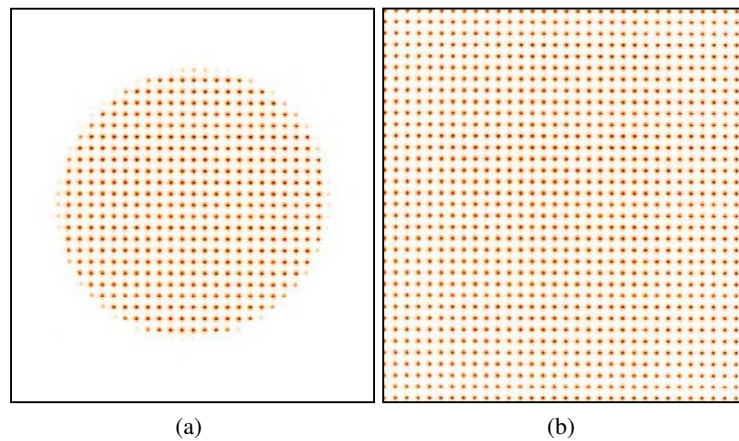


FIGURE 2.21 – Images Shack-Hartmann acquises sur l’œil de référence. (a) Avec le trou pupille Dref de 7 mm de diamètre. (b) Plein champ.

Paramètre	Module Œil de référence	Module Test	Théorie
Grandissement	0.465	0.465	0.447
Ellipticité	3.8 %	2.6 %	0

TABLE 2.5 – Grandissements pupillaires et ellipticités au niveau du module ASO mesurés sur le module Œil de référence et le module Test, puis comparés au grandissement théorique. La taille de la pupille au niveau de la matrice de microlentilles est calculée à partir de la taille des microlentilles et de la taille de la pupille perçue sur l’ASO en microlentilles (estimée avec une procédure de *fit* d’ellipse détaillée en 3.1).

Photométrie Afin d'être en mesure d'analyser le flux en sortie de l'œil récupéré sur le capteur ASO, nous calibrons le système ASO sur le plan photométrique, plus précisément nous caractérisons le gain de la caméra PCO (voir annexe D) et la transmission du système ASO. Le gain de la caméra PCO dans les conditions d'acquisition de SCRAT1 est évalué à 0.51 photo-électron par ADU. De la voie œil à la caméra PCO, la transmission mesurée vaut 13 %.

Échantillonnage Afin de calibrer la phase en radians à partir de la mesure de pente en pixels, il faut connaître les caractéristiques exactes des microlentilles, leur taille $d_{\mu L}$ et leur focale $f_{\mu L}$ (voir équation B.4). En pratique, c'est le facteur d'échantillonnage S , qui caractérise la taille du spot ASO au niveau du capteur ¹¹, qui nous fournit cette calibration.

Pour obtenir ce facteur d'échantillonnage, nous introduisons une lame prismatique d'angle de déviation connu et mesurons le déplacement des spots induit sur le capteur ¹². Le déplacement moyen des spots est de 4.47 pixels pour une lame d'angle de déviation de 7.13 mrad dans le vert. Nous en concluons que le système est sous-échantillonné d'un facteur 0.8.

Turbulence locale Le spectre temporel typique de pente mesuré sur l'œil de référence donné figure 2.22 nous informe sur le niveau de la turbulence locale. Sur ce spectre se superposent les effets de la turbulence locale et du bruit de mesure sur l'œil de référence. Néanmoins, les mesures sur l'œil de référence étant faites à fort flux (comparé à celui envoyé dans l'œil réel), ce spectre permet de mettre en évidence si le niveau de turbulence est fort par rapport au niveau de bruit de mesure sur l'œil de référence et donc sur l'œil réel. En d'autres termes, si nous sommes limités par le bruit de mesure sur l'œil de référence à fort flux, c'est que la turbulence ne va pas perturber nos mesures sur œil réel à bas flux pour lesquelles le niveau de bruit sera plus élevé.

Hormis dans les très basses fréquences, le spectre est plutôt plat ce qui est caractéristique d'un bruit blanc. Nous sommes donc plutôt limités par le bruit de mesure ; par suite, la turbulence locale $SWFE_{exo}^{dyn}$ peut être considérée comme négligeable. Finalement, la SWFE dynamique se résume à la contribution du bruit :

$$SWFE^{dyn} = SWFE_{bruit}^{dyn} \quad (2.12)$$

Aberrations non communes (NCPA) Les aberrations non communes sont caractérisées à l'aide du module Test. Nous mesurons une erreur RMS sur le front d'onde issu du module Test par rapport au front d'onde issu du module de référence de $\lambda/17$, respectivement $\lambda/12$, sur une pupille de 7 mm de diamètre, respectivement 9 mm de diamètre.

D'après le budget d'erreur d'aberrométrie présenté en 2.8, l'erreur sur la fonction d'aberration statique $SWFE^{stat}$ se limite à l'erreur amenée par ces aberrations différentielles $SWFE_{NCPA}^{stat}$. Nous respectons donc la précision de mesure des aberrations statiques spécifiée en 2.2 à $\lambda/10$ sur une pupille de 7 mm.

Linéarité La validation fonctionnelle du module ASO passe par la reconstruction de défauts de phase connus et également par la mesure de déplacements pupillaires calibrés. L'erreur de suivi des mouvements de pupille sur le module ASO par rapport au suivi sur le module IPUP est étudiée sur images expérimentales acquises sur œil réel en 3.1. Nous vérifions ici que nous arrivons à mesurer des aberrations calibrées sur toute la dynamique de l'ASO.

11. Pour un spot limité par la diffraction : $\frac{\lambda \cdot f_{\mu L}}{d_{\mu L}} = 2S \cdot t_{pix}$, avec t_{pix} la taille du pixel de la caméra ASO.

12. Pour accéder au facteur d'échantillonnage, nous aurions également pu mesurer la réponse impulsionnelle d'une microlentille. Avec cette méthode, la difficulté est de fixer la pupille à exactement une microlentille pour pouvoir réaliser la mesure sur tout le capteur.

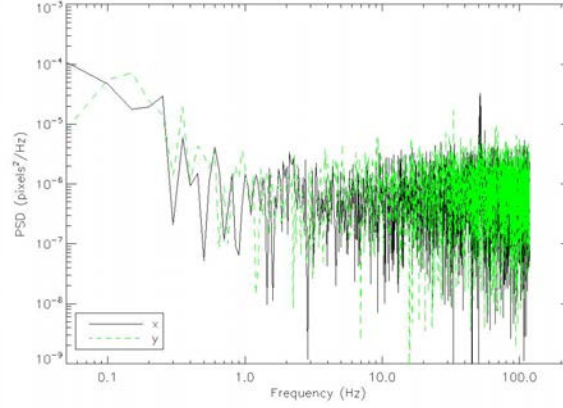


FIGURE 2.22 – Spectre temporel typique de déplacement du spot ASO mesuré sur une sous-pupille sur l’œil de référence sur une séquence de 20 s.

A défaut d’avoir des lames de phase calibrées, nous introduisons une série de défocus en translatant la source ASO axialement. Pour ce faire, nous utilisons le module Œil de référence. Lorsque nous éloignons la source ASO du plan focal objet de la lentille de référence, nous simulons un œil myope (voir illustration figure 2.23) ; à l’inverse, lorsque nous la rapprochons, nous simulons un œil hypermétrope. Le coefficient de Zernike de défocus a_4 mesuré au niveau de la pupille de référence de diamètre D est directement relié au déplacement de la source $\overline{\Delta z}$ par rapport au foyer objet de la lentille de référence de focale f' par la relation qui suit (voir 4.2.3) :

$$a_4[rad] = -\frac{\pi}{\sqrt{3}\lambda} \left(\overline{\Delta z} + \sqrt{(f' - \overline{\Delta z})^2 + \left(\frac{D}{2}\right)^2} - \sqrt{f'^2 + \left(\frac{D}{2}\right)^2} \right) \quad (2.13)$$

qui donne en première approximation : $a_4[rad] = -\frac{\pi D^2 \overline{\Delta z}}{8\sqrt{3}\lambda f'^2}$.

Nous comparons sur la figure 2.24 la sphère obtenue avec l’ASO de SCRAT1 à la sphère théorique pour une gamme de déplacements de la source allant de -85 mm à $+85$ mm. La sphère est calculée à l’aide de l’équation 2.13 et de l’expression de la sphère M en fonction du défocus a_4 , i.e. : $M = \frac{-8\sqrt{3}\lambda a_4[rad]}{\pi D^2}$ (voir annexe A). Cette gamme de déplacements permet d’étudier la réponse de l’ASO sur une gamme de sphère allant de -1 D à $+2$ D, soit sur une bonne partie de la dynamique de notre ASO. Lorsque la source est reculée (i.e. que $\overline{\Delta z} < 0$), l’œil est myope et une sphère négative est obtenue, cela correspond à une mesure en termes de défocus a_4 positive. Un défocus mesuré positif correspond donc au cas où le faisceau émergent de l’œil est en avance de phase sur les bords de la pupille par rapport au centre (comme illustré figure 2.23).

Les mesures correspondent bien à la théorie. Nous remarquons au passage qu’un calcul approché de la sphère théorique ne suffit pas pour estimer la sphère réelle dans le cas de cette caractérisation¹³. Nous considérons que cette validation démontre la capacité de notre ASO associé aux codes de traitement développés à caractériser des défauts de front d’onde.

13. En effet, les développements au premier ordre par rapport $f' - \overline{\Delta z}/D$ et à l’ordre zéro par rapport à $\overline{\Delta z}/f'$ de l’équation 2.13 ne sont pas valides ici.

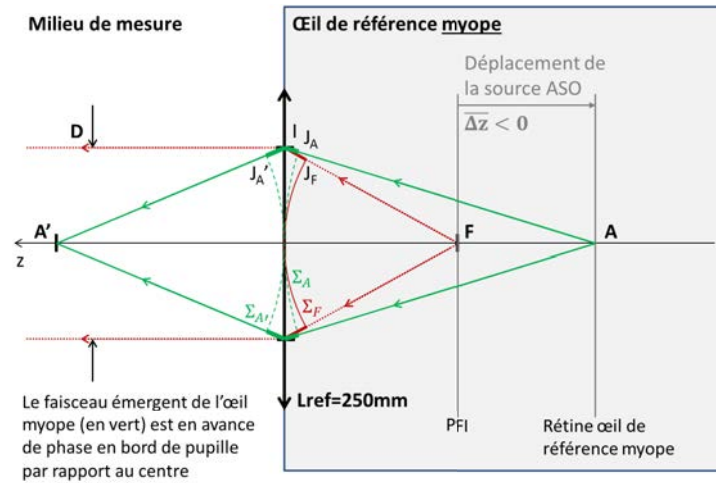


FIGURE 2.23 – Introduction d'un défocus sur l'œil de référence en éloignant la source ASO du plan focal objet de la lentille de référence. Le front d'onde sphérique en sortie de l'œil de référence myope $\Sigma_{A'}$ est en avance de phase en bord de pupille par rapport au centre (en vert). Le cas de l'œil amétrope est représenté en rouge en pointillés pour information.

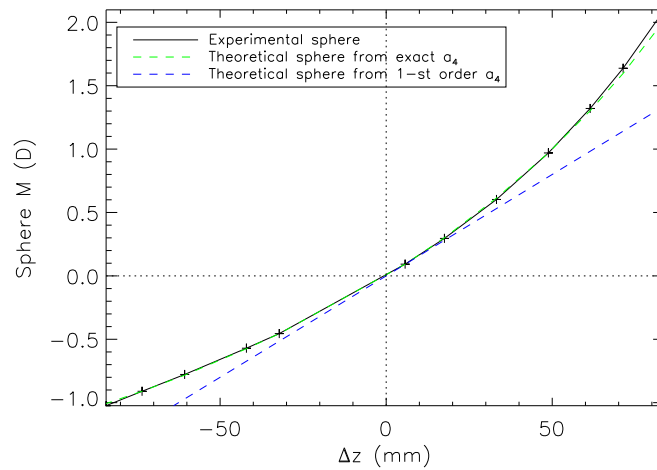


FIGURE 2.24 – Sphère obtenue avec le module ASO de SCRAT1 à partir de la mesure du coefficient de défocus a_4 pour une série de déplacements axiaux calibrés de la source ASO sur l'œil de référence (en trait plein noir), en regard de la sphère théorique calculée de façon exacte (en tirets verts) et de façon approchée (en tirets bleus).

2.9.5 Test sur œil réel

Nous achevons la validation du biomètre par un test nominal sur œil réel. Une série d'acquisitions synchrones sur les modules IPUP et ASO à 236 Hz est enregistrée sur une durée de 20 s. Un des couples d'images IPUP/ASO acquis sur l'œil testé est présenté sur la figure 2.25 et une coupe d'un des spots de l'image SH donnée sur la figure 2.26.

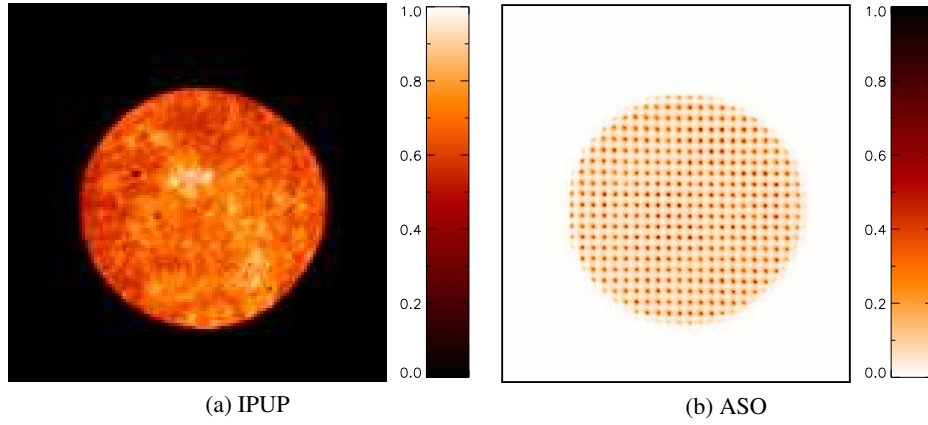


FIGURE 2.25 – Couple d'images acquises sur l'œil réel testé avec le biomètre SCRAT1 pour une puissance de la source ASO d'illumination de $29 \mu W$ en entrée d'œil.

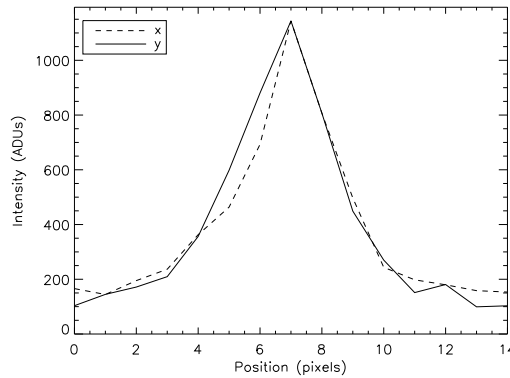


FIGURE 2.26 – Coupe d'un spot SH de l'image 2.25b centré au pixel près sur le centre de gravité du spot.

La pupille a un diamètre¹⁴ de 6.5 mm. En ce qui concerne la photométrie, 1350 photo-électrons par pixel sont collectés sur le module IPUP et 18250 photo-électrons par imagerie de 15×15 pixels sont récupérés sur la caméra ASO. Le rapport signal à bruit aussi bien sur le module IPUP que sur le module ASO est bon.

L'image SH montre des spots d'apparence gaussienne symétrique ; nous ne devrions donc pas avoir d'effet non-linéaire lors de l'estimation des pentes via un calcul de centre de gravité seillé sur les spots SH. La largeur à mi-hauteur des spots est d'environ 4 pixels, les spots sont donc un peu sur-échantillonnés, ce qui veut dire que malgré la correction de sphère appliquée sur le chemin aller, la source

14. Le diamètre vaut $2\sqrt{ab}$, avec a et b les demi-axes de l'ellipse.

ASO formée sur la rétine est assez large. Le niveau de fond dans les imagerie dû à la rétrodiffusion multiple est notable mais faible devant le maximum du spot, il ne devrait donc pas nous gêner dans l'évaluation des centres de gravité des spots tant que le seuillage se fait au-dessus du niveau de fond. Nous optons pour un seuillage à 50 % du maximum du spot sur l'imagerie (le seuil peut donc être différent d'une imagerie à l'autre).

Les mouvements de pupille estimés sur les modules IPUP et ASO avec les outils développés en 2.7.2 sont exposés sur la figure 2.27a sur une sous-séquence sans clignement de 8.9 s. L'erreur de suivi entre les deux modules sur cette séquence est faible, elle est de l'ordre de $3.5 \mu\text{m}$. Les coefficients de Zernike sont estimés sur une pupille d'analyse de 5 mm fixe par rapport à la grille de microlentilles de l'ASO avec les outils développés en 2.7.3. Les aberrations du second ordre de l'œil testé sur la séquence sans clignement sélectionnée pour le calcul des mouvements de pupille sont données sur la figure 2.27b.

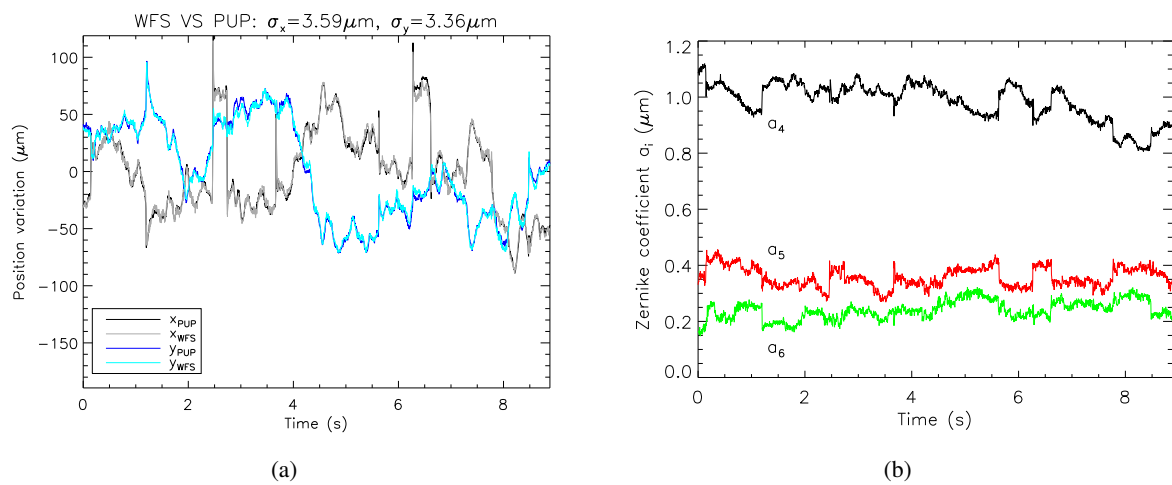


FIGURE 2.27 – Séries temporelles de mouvements et d'aberrations calculées sur l'œil testé. (a) Comparaison des mouvements calculés sur le module IPUP (en noir et bleu marine) et sur le module ASO (en gris et cyan). (b) Aberrations du second ordre : défocus a_4 en noir, astigmatisme oblique a_5 en rouge et astigmatisme vertical a_6 en vert.

Ces premiers tests sur œil réel achèvent la validation du biomètre SCRAT1 et des outils de traitement développés pour estimer les mouvements de pupille et la fonction d'aberration oculaire sur la base de polynômes de Zernike. Ces premiers tests donnent d'ores et déjà à voir une certaine corrélation entre mouvements de pupille et aberrations dynamiques au moment des micro-saccades (mouvements rapides caractérisés par des fronts montants/descendants abruptes, voir figure 2.27) et renseignent sur l'amplitude des variations temporelles des aberrations oculaires. Nous analyserons en détails cela au chapitre suivant.

2.10 Mise en œuvre d'une campagne de mesures sur une large population sur le biomètre SCRAT1

Maintenant que la calibration et le test nominal sont validés, l'objectif est de faire passer sur SCRAT1 une soixantaine d'yeux sains (voir spécification sur la population en 2.2.1). Pour recruter les sujets, nous lançons un appel à volontaires à destination principalement des équipes HRA à l'ONERA et CIC à l'hôpital des Quinze-Vingt. Un doodle est créé pour organiser la campagne de mesures qui s'étale du 23

décembre 2013 au 16 janvier 2014 avec une pause entre Noël et le jour de l'an.

La seule contrainte qui est imposée concerne l'amétropie en vision de loin, celle-ci ne doit pas dépasser les 2.25 D à notre longueur d'onde de travail qui est de 833 nm (selon le calcul de dynamique réalisé en 2.4). Les gens ne connaissent pas leur amétropie à cette longueur d'onde ; en effet, la prescription optique est faite pour le visible et est optimale dans le vert. Connaissant l'aberration chromatique longitudinale moyenne LCA entre le vert et le rouge lointain (voir figure 1.27), nous donnons donc plutôt la condition équivalente dans le visible qui est plus intelligible. L'œil est hypermétrope aux longueurs d'onde les plus élevées du spectre visible. L'aberration chromatique longitudinale entre le vert et le rouge lointain est estimée à environ +0.50 D. Ainsi, la myopie des volontaires ne peut pas dépasser les -2.75 D et l'hypermétropie les +1.75 D.

Avant l'arrivée du sujet, des images de fond et avec l'œil de référence sont acquises sur la caméra pupillaire et l'ASO pour la calibration. Quand le sujet arrive, nous lui présentons en quelques mots l'expérience et lui faisons signer le formulaire de consentement établi dans le cadre de notre protocole d'essai clinique validé par l'ANSM (Agence Nationale de Sécurité du Médicament et des produits de santé, anciennement Afssaps, Agence française de sécurité sanitaire des produits de santé). Pendant qu'il étudie le formulaire de consentement, nous faisons un pré-réglage du focus sur le module Injection à partir de la correction lunettes dont il dispose et en tenant compte de la LCA entre le visible et le proche infrarouge. Nous n'hésitons pas à partir d'une correction légèrement sur-correctée pour un hypermétrope et légèrement sous-correctée pour un myope pour être sûr que le sujet ne va pas accommoder pour voir nette la source ASO. A partir de ce pré-réglage, un réglage subjectif est effectué avec la coopération du sujet. Le sujet fixe la source et évalue sa netteté. Quand la source est complètement défocalisée, étant donné que l'éclairage est annulaire, le sujet voit un anneau ce qui est un bon indicateur de focalisation. Avec notre dispositif de correction d'amétropie, seul le focus est corrigé, l'œil astigmatique ne perçoit jamais une belle source ponctuelle. Étant donné que nous sommes amenés à faire varier la transmission du module Injection selon le nombre de verres que nous ajoutons, ce pré-réglage est fait à faible flux tout en sachant que la puissance en sortie du système avec verres correcteurs ne peut pas excéder la puissance en sortie du système sans verres correcteurs en place. Une fois le réglage définitif, le sujet s'éloigne du banc et un réglage de la puissance incidente sur la voie œil est réalisé à l'aide d'un wattmètre. Vient enfin le moment de l'acquisition, l'opérateur aide le sujet à se placer correctement vis-à-vis du montage tel que sa pupille soit centrée sur les modules d'analyse. Il est demandé au sujet de cligner juste avant le début de l'acquisition et de rester autant que possible immobile et en fixation sur la source ASO tout au long de l'acquisition de 20 secondes.

Deux acquisitions sont faites sur chaque œil éligible. Nous procédons à une première acquisition à 236 Hz d'images ASO et IPUP synchrones pour l'étude SCRAT1. Puis, nous réalisons une seconde acquisition à la fréquence limite de la caméra pupillaire de 478 Hz pour alimenter la base de données haute résolution de mouvements pupillaires amorcée pendant la thèse de Bruno Emica.

En tout, 36 personnes, 16 femmes et 20 hommes, âgées de 22 à 59 ans, participent à l'étude pour un total de 69 yeux examinés. Une répartition des âges sur la population étudiée est donnée figure 2.29. La majorité des volontaires travaillent sur place à l'hôpital des Quinze-Vingt, comme en témoigne la figure 2.28 détaillant l'origine de la population de volontaires.

La sphère équivalente M (dans le visible) et les composantes $J0$ et $J45$ de l'astigmatisme¹⁵ sur la population sont représentées figure 2.30. La sphère équivalente s'étale sur quasiment toute la plage permise entre -2 D et +1.25 D, mais la population est principalement emmétrope (la sphère équivalente moyenne est de -0.16 D et l'astigmatisme moyen est nul). 4 yeux parmi les 69 ont subi une opération de chirurgie réfractive de type LASIK et 1 œil a été traité au laser pour un détachement du vitré.

15. Voir annexe A pour la définition des notations.

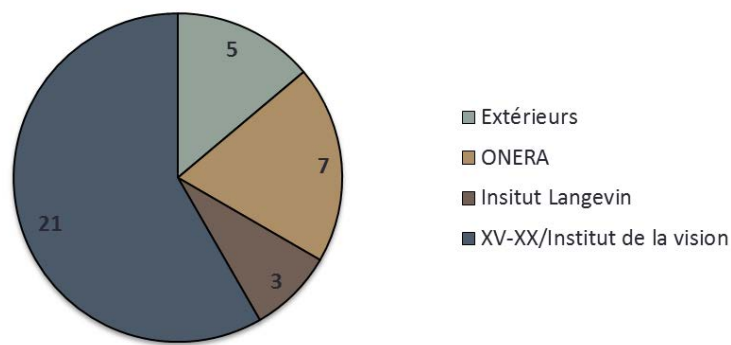


FIGURE 2.28 – Recrutement des volontaires.

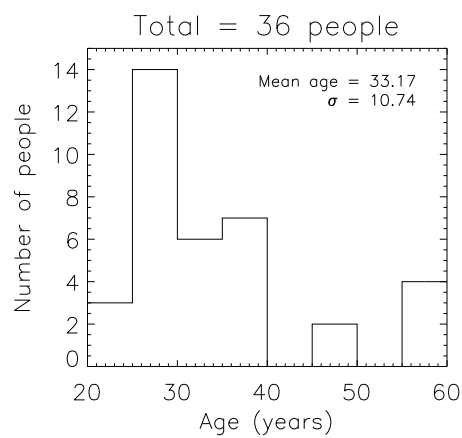


FIGURE 2.29 – Age de la population étudiée sur SCRAT1.

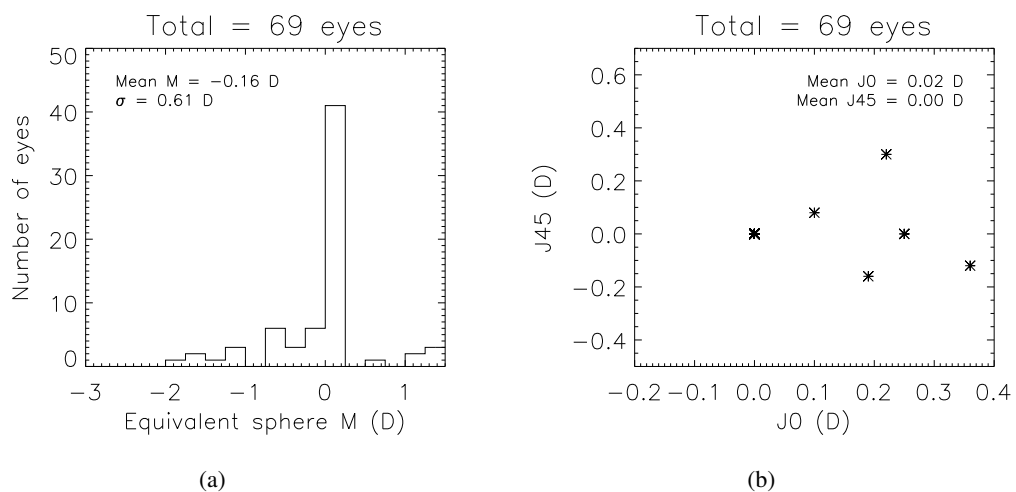


FIGURE 2.30 – Amétropie de la population étudiée sur SCRAT1 (donnée par la correction lunettes courante). (a) Sphère équivalente M. (b) Composante J0 et J45 de l'astigmatisme.

2.11 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons mis en place l'étude SCRAT1 dont les objectifs sont de caractériser les aberrations dynamiques de l'œil avec une haute résolution temporelle et une haute résolution spatiale sur une population nombreuse d'yeux, ainsi que de statuer sur la part des mouvements de pupille dans la dynamique des aberrations. Plus précisément, nous avons décrit le biomètre SCRAT1 réalisé, les outils de traitement développés et l'échantillon de population recruté pour l'étude.

Le biomètre SCRAT1 est un banc de laboratoire dont le composant clé est un **ASO de type Shack-Hartmann** très résolvant. De fait, avec une **fréquence d'échantillonnage de 236 Hz** et **22 microlentilles sur un diamètre de pupille de 7 mm**, l'ASO de SCRAT1 permet de caractériser finement les aberrations oculaires. Afin de rapprocher mouvements de pupille et aberrations dynamiques, cet ASO est en outre **synchronisé avec une caméra pupillaire**.

Des codes de traitement ont été développés pour suivre les mouvements de pupille sur les deux instruments de mesure et estimer la fonction d'aberration sur la base des polynômes de Zernike à partir des images ASO acquises avec le biomètre.

Les tests fonctionnels réalisés ont validé la capacité du biomètre associé avec les traitements développés à suivre les mouvements de pupille et à reconstruire le front d'onde. Un budget d'erreur d'aberrométrie a été établi permettant de contrôler l'erreur de mesure affectant nos caractérisations d'aberrations. La caractérisation du biomètre a montré que les erreurs liées au système et indépendantes de l'œil étaient compatibles avec les spécifications formulées pour SCRAT1. Des analyses complémentaires sur le bruit de mesure de l'ASO seront faites au chapitre suivant.

Dans l'optique de constituer une base de données de mouvements et d'aberrations permettant de dresser un modèle statistique des perturbations oculaires, une **campagne de mesures** sur le biomètre SCRAT1 a été menée sur une population nombreuse d'yeux. Au total, **69 yeux sains** ont pu être examinés sur le biomètre SCRAT1, ce qui fait de la base de données créée dans le cadre de l'étude SCRAT1 la plus riche par rapport au nombreux d'yeux examinés et à la résolution des données acquises.

Nous allons maintenant présenter les résultats tirés de l'exploitation des données amassées pendant la campagne de mesures sur le biomètre SCRAT1.

Chapitre 3

Caractérisation des perturbations oculaires et premières conséquences sur le dimensionnement d'un système d'optique adaptative pour l'œil

Sommaire

3.1	Étude des mouvements pupillaires sur la population SCRAT1 et implications sur le dimensionnement d'un dispositif de stabilisation pupillaire : article <i>Biomedical Optics Express</i>	102
3.1.1	Guide de lecture	102
3.1.2	Article	103
3.2	Étude des aberrations oculaires sur la population SCRAT1 et implications sur le dimensionnement d'un système d'OA pour l'œil : article <i>Biomedical Optics Express</i>	113
3.2.1	Guide de lecture	113
3.2.2	Article	113
3.2.3	Compléments sur les calculs de bruit de mesure ASO	134
3.2.4	Compléments sur la description des aberrations dynamiques	136
3.3	Étude de l'impact des mouvements oculaires dans la dynamique des aberrations sur la population SCRAT1	154
3.3.1	Mise en évidence qualitative d'une corrélation entre mouvements pupillaires et aberrations dynamiques	154
3.3.2	Évaluation de la contribution des mouvements pupillaires dans la dynamique des aberrations	158
3.3.3	Bilan	166
3.4	Conclusion	167

La campagne de mesures réalisée sur le biomètre SCRAT1, présenté au chapitre précédent, nous a permis de constituer une **base de données d'images pupillaires et d'images Shack-Hartmann, synchrones, acquises à une fréquence de 236 Hz, sur des séquences de 20 s, sur une population (dite SCRAT1) de 69 yeux**. Cette campagne a également été l'occasion de compléter la base de données pupillaires très haute cadence temporelle amorcée par Bruno Emica [Emica, 2012] avec des images pupillaires acquises à 478 Hz sur des séquences de 20 s sur 53 yeux. Une première phase de prétraitements a consisté à déduire des données acquises des cartes d'intensité pupillaire et des cartes de pentes locales du front

d'onde (voir 2.7). A partir de ces données prétraitées ont été calculés d'une part, la position, le flux et la géométrie pupillaire, d'autre part, les aberrations oculaires.

Le but de ce chapitre est de répondre, grâce à une analyse de ces données, aux objectifs de l'étude SCRAT1 décrits en 2.1. Il s'agit d'apporter une caractérisation fine du comportement spatio-temporel des aberrations oculaires et d'en déduire les implications sur le dimensionnement d'un système d'OA pour l'œil, c'est-à-dire d'en déduire, vis-à-vis des aberrations observées, les performances attendues du système d'OA selon ses spécifications (loi de commande, nombre de modes corrigés, fréquence d'échantillonnage de l'ASO).

Dans l'optique de concevoir un système d'OA optimisé pour l'œil, nous analysons par ailleurs la contribution des mouvements pupillaires dans la dynamique des aberrations. Si les mouvements se révélaient être prépondérants, cela ouvrirait la voie à plusieurs stratégies d'optimisation. Premièrement, les aberrations pourraient être facilement prédites à partir d'une carte de phase statique et des mouvements pupillaires [Sahin *et al.*, 2012], ce qui permettrait de relâcher les contraintes sur l'ASO. Deuxièmement, une stabilisation pupillaire permettrait de compenser la partie des aberrations dynamiques due aux mouvements et ainsi de relâcher les contraintes sur le miroir déformable du système d'OA. Sur la base des mouvements de pupille observés, nous étudions alors les caractéristiques qui seraient requises sur le dispositif de stabilisation pupillaire. Avoir une pupille fixe au niveau du miroir déformable en OA est en tous les cas souhaitable pour mieux gérer la commande du miroir, ce que fournit une stabilisation pupillaire. Pour éviter d'avoir un système multi-instruments avec une caméra pupillaire pour suivre les mouvements de pupille et un ASO pour mesurer les aberrations, nous explorons aussi le potentiel du suivi de pupille via l'ASO et estimons sur les données SCRAT1 en provenance de l'ASO les performances de la méthode de suivi pupillaire proposée en 2.7.2.

En 3.1, nous nous intéressons aux données pupillaires, plus précisément nous étudions la dynamique spatiale et temporelle des mouvements pupillaires et en tirons certains éléments de dimensionnement du dispositif de stabilisation pupillaire, en outre, nous évaluons la précision de suivi pupillaire obtenue sur l'ASO du biomètre SCRAT1.

En 3.2, nous réalisons une étude statistique sur les aberrations oculaires de la population SCRAT1 dont nous examinons en détails les caractéristiques spatiales et temporelles. Puis, nous menons une réflexion sur la correction à apporter pour compenser les aberrations de l'œil en regard de la performance visée. Pour cela, nous nous penchons sur le budget d'erreur OA établi en 1.4.3, estimons l'erreur de fitting et l'erreur temporelle en fonction des paramètres de la boucle d'OA et donnons les éléments pour évaluer l'erreur de bruit en fonction des conditions de flux et de la taille de la source ASO formée sur la rétine.

Enfin, en 3.3, nous analysons la part des mouvements de pupille dans la dynamique des aberrations en comparant les aberrations obtenues avec et sans suivi de la pupille d'analyse sur laquelle sont calculées les aberrations oculaires.

3.1 Étude des mouvements pupillaires sur la population SCRAT1 et implications sur le dimensionnement d'un dispositif de stabilisation pupillaire : article *Biomedical Optics Express*

3.1.1 Guide de lecture

L'étude haute cadence des mouvements de pupille réalisée sur le biomètre SCRAT1 et les conséquences tirées de cette étude sur le dimensionnement d'un dispositif de stabilisation pupillaire pour un système d'OA ont fait l'objet d'un article soumis en septembre 2015 dans *Biomedical Optics Express* qui est reproduit dans les pages suivantes.

L'étude concerne les données pupillaires très haute fréquence acquises à 478 Hz sur le biomètre SCRAT1, dont nous nous servons pour étudier la dynamique spatio-temporelle des mouvements pupillaires, ainsi que les données couplées images pupillaires/images Shack-Hartmann acquises à 236 Hz, dont nous nous servons pour étudier la précision de suivi pupillaire atteignable avec les images ASO.

La première partie de l'article (§2) reprend des éléments du chapitre 2 et décrit le biomètre SCRAT1, les méthodes de traitement utilisées, la précision de mesure des mouvements pupillaires et la population étudiée. La deuxième partie (§3) présente les résultats obtenus : amplitude PV des mouvements de pupille, amplitude PV des fluctuations de taille pupillaire, spectres temporels de mouvements et de fluctuations de taille pupillaire, précision du suivi de pupille sur l'ASO. Dans la troisième partie (§4), nous commentons ces résultats et étudions, en simulation, à partir des données mesurées, la fréquence de correction requise pour stabiliser les mouvements pupillaires selon les performances demandées.

3.1.2 Article

Uncovering entrance pupil motion in adaptive-optics retinal imaging

Serge Meimon,^{1*} Jessica Jarosz,^{1,2} Cyril Petit,¹ Guillaume Chenegros,³ Jean-Marc Conan,¹ Beatrice Sorrente,¹ Bruno Emica,¹ Michel Paques,³ and Kristina Irsch^{3,4}

¹ONERA – the French Aerospace Lab, Châtillon, France

²Quantel Medical, Courmon d'Auvergne, France

³Clinical Investigation Center – CIC 1423 INSERM, Quinze-Vingts National Eye Hospital, Paris, France

⁴Laboratory of Ophthalmic Instrument Development, The Wilmer Eye Institute, The Johns Hopkins University School of Medicine, Baltimore, Maryland, USA

*serge.meimon@onera.fr

Abstract: Our eyes are constantly in motion, even during “steady” fixation, producing spontaneous fluctuations in pupil size and accommodation, as well as involuntary fixational eye movements, which are essential to maintain optimal vision. However, in high-resolution imaging systems, such as adaptive-optics retinal cameras, both eye and head motion degrade its performance and/or increase the cost and complexity, as they induce a movement of the entrance optical pupil of the system. Here, we characterize the expected entrance pupil motion in the setting of adaptive-optics retinal imaging, using a custom, high-speed pupil tracker (478Hz), and draw conclusions on design considerations of future adaptive-optics retinal imaging systems that would include pupil stabilization. We also demonstrate the feasibility of tracking entrance pupil motion with a custom-built Hartmann-Shack sensor (236Hz), without requiring additional hardware, thereby paving the way to an efficient and cost-effective approach to improving the performance of future adaptive-optics retinal imaging systems.

©2014 Optical Society of America

OCIS codes: (110.1080) Active or adaptive optics; (100.4999) Pattern recognition, target tracking; (170.4460) Ophthalmic optics and devices; (170.3890) Medical optics instrumentation.

References and links

1. G. Rousset, J.-C. Fontanella, P. Y. Kern, P. Gigan, F. Rigaut, P. Léna, C. Boyer, P. Jagourel, J.-P. Gaffard, and F. Merkle, “First diffraction-limited astronomical images with adaptive optics,” *Astron. Astrophys.* **230**, 29–32 (1990).
2. J. F. Bille, “The development of wavefront technology and its application to ophthalmology,” in *Aberration-free refractive surgery* (Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2003), pp. 1–23.
3. J. Liang, D. R. Williams, and D. T. Miller, “Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics,” *J. Opt. Soc. Am. A* **14**, 2884–2892 (1997).
4. E. Koch, D. Rosenbaum, A. Brolly, J. A. Sahel, P. Chaumet-Riffaud, X. Girerd, F. Rossant, and M. Paques, “Morphometric analysis of small arteries in the human retina using adaptive optics imaging: relationship with blood pressure and focal vascular changes,” *J. Hypertens.* **32**(4), 890–898 (2014).
5. S. Martinez-Conde, S. L. Macknick, and D. Hubel, “The role of fixational eye movements in visual perception,” *Nat. Rev. Neurosci.* **5**, 229–240 (2004).
6. M. B. McCamy, S. L. Macknick, and S. Martinez-Conde, “Different fixational eye movements mediate the prevention and the reversal of visual fading,” *J. Physiol.* **592**(19), 4381–4394 (2014).
7. L. Stark, F. W. Campbell, J. Atwood, “Pupillary unrest: an example of noise in a biological servo-mechanism,” *Nature* **182**, 857–858 (1958).
8. F. W. Campbell, J. G. Robson, and G. Westheimer, “Fluctuations of accommodation under steady viewing conditions,” *J. Physiol.* **145**, 579–594 (1959).

9. B. Sahin, B. Lamory, X. Levecq, F. Harms, and C. Dainty, "Adaptive optics with pupil tracking for high resolution retinal imaging," *Biomed. Opt. Express* **3**(2), 225–239 (2012).
 10. J. Arines, P. Prado, and S. Bará, "Pupil tracking with a Hartmann-Shack wavefront sensor," *J. Biomed. Opt.* **15**(3), 036022 (2010).
 11. M. Glanc, "Applications ophtalmologiques de l'optique adaptative," Ph.D. thesis (Paris XI, Orsay, France, 2002).
 12. B. Emica, "Caractérisation des perturbations oculaires pour l'optimisation d'un système d'optique adaptative," Ph.D. thesis (Pierre and Marie Curie University, Paris, France, 2012).
 13. J. Jarosz, S. Meimon, J.-M. Conan, and M. Paques, "High temporal resolution aberrometry with pupil tracking," *Proc. SPIE* **8930**, 80300D (2014).
 14. S. Meimon, J. Jarosz, G. Chenegros, C. Petit, J.-M. Conan, B. Sorrente, and M. Paques, "High frequency pupillometry," *Proc. SPIE* **8930**, 80300F (2014).
 15. D. L. Sliney and M. Wolbarsht, *Safety with Lasers and Other Optical Sources* (Plenum Press, 1980).
 16. J. R. Liang, S. Moshel, A. Z. Zivotofsky, A. Caspi, R. Engbert, R. Kliegl, and S. Havlin, "Scaling of horizontal and vertical fixational eye movements," *Phys. Rev. E Stat. Nonlin. Soft Matter Phys.* **71**(3 Pt 1):031909 (2005).
 17. F. Roddier, *Adaptive Optics in Astronomy* (Cambridge University Press, Cambridge, 1999).
 18. S. Meimon, C. Petit, T. Fusco, C. Kulcsar, "Tip-tilt disturbance model identification for Kalman-based control scheme: application to XAO and ELT systems," *J. Opt. Soc. Am. A Opt. Image Sci. Vis.* **27**(11):A122-32 (2010).
 19. S. Meimon, J. Jarosz, J.-M. Conan, M. Paques, N. Vedrenne, B. Fleury, J. Montri, "What would be the best suited correction strategy in adaptive optics for retina imaging?" *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* **56**: E-Abstract 5983 (2015).
-

1. Introduction

Adaptive optics refers to a technique to compensate for distortions caused by optical aberrations within the eye measured in real time by a wavefront sensor, the most common being a Hartmann-Shack sensor, and corrected by a deformable mirror in a closed-loop. It was originally developed for use in astronomical telescopes to compensate for optical wavefront distortions induced by the earth atmosphere [1]. It was first applied to ophthalmology by Josef F. Bille at the University of Heidelberg in 1978 [2] and has since evolved into a powerful clinical tool. It enables non-invasive imaging of the human retina *in vivo* with unprecedented resolution, revealing individual photoreceptors [3], the walls of blood vessels [4], etc.

Unlike in astronomy, the entrance pupil of a high resolution adaptive optics ophthalmic system, defined by the iris of the eye, is constantly in motion, changing both in position and shape. This is because, even during "steady" fixation on a target, our eyes produce involuntary "fixational eye movements" (i.e., tremors, drifts, and microsaccades), which are essential to maintain optimal vision [5,6]. Similarly spontaneous fluctuations in pupil size and accommodation occur under conditions of constant illumination and fixation [7,8]. The adaptive optics closed-loop relies on a calibration that links the wavefront sensor and deformable mirror, described by an interaction matrix. If the pupil print on the wavefront sensor evolves, such as during eye or head motion, the interaction matrix is no more a perfect description of the system, generating errors and performance loss.

Understanding and accounting for entrance pupil motion during adaptive-optics imaging can thus be beneficial in the design of adaptive-optics retinal cameras, especially for routine clinical applications [9]. If tracking of such motion can be achieved using components already pertinent to the adaptive optics closed-loop, such as the wavefront sensor itself [10], it can furthermore improve the performance of adaptive optics retinal cameras in an efficient and cost-effective way. In this paper, we first wish to characterize the expected entrance pupil motion at a high temporal resolution in the setting of adaptive-optics retinal imaging using a custom pupil tracker (up to 478 Hz), and then demonstrate the feasibility of tracking such motion without requiring additional hardware, using a custom-built Hartmann-Shack sensor (236 Hz). We also draw conclusions on design considerations of future adaptive-optics retinal imaging systems that would include pupil stabilization.

2. Methods

2.1 Experimental set-up

To characterize the expected entrance pupil motion at a high temporal resolution in the setting of adaptive-optics retinal imaging, and demonstrate the feasibility of tracking such motion using the Hartmann-Shack sensor itself, we modified the adaptive-optics sub-system of the “LESIA” (Laboratoire d’Etudes Spatiales et d’Instrumentations en Astrophysique) adaptive-optics ophthalmoscope at the Quinze-Vingts National Eye Hospital [11-14], incorporating a custom-built Hartmann-Shack sensor (236 Hz) and pupil motion tracker (up to 478 Hz). Figure 1 shows a picture of the experimental set-up.

Two-dimensional “bright-pupil” tracking is employed to characterize pupil movements and geometry. Illumination is provided by a collimated super-luminescent diode (SLD) with a central wavelength of 830 nm (± 50 nm), creating a point source on the retina, with the retro-reflected light back-illuminating the pupil. A CCD camera (iXon DV 860; Andor Technology Ltd., Belfast, UK), optically conjugated to the iris (to ensure that pupil edges are in good focus), images a 1-cm field in the pupil plane (sufficient to observe eye and head motion with the subject being stabilized by a chin and forehead rest). The custom-built Hartmann-Shack sensor consists of a 30 x 30 micro-lenslet array and a 443 x 443 pixel CMOS camera, with 14 pixels allocated per lenslet. Similarly to the pupil tracker, the total number of lenslets enables a 9.6-mm field of view in the pupil plane. Typically, for a 7-mm diameter pupil, 22 lenslets are illuminated.

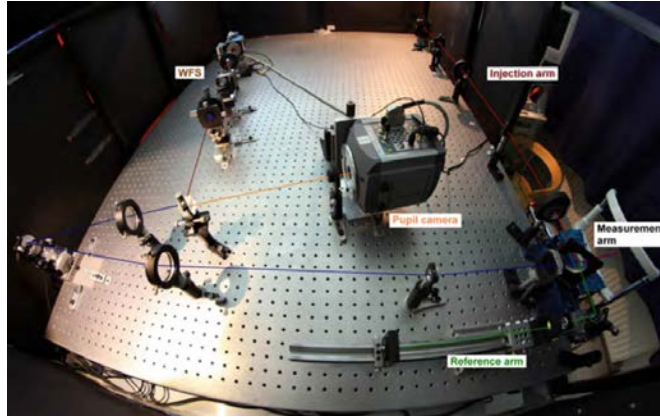


Fig. 1. Photograph of experimental set-up [13]. The major system components are labeled and the light paths indicated. The retinal imaging arm of the system is not shown in this picture.

2.3 Data analysis

Captured images (acquired in open loop) with the pupil camera and Hartmann-Shack sensor are analyzed offline using custom software developed in IDL[®] (Exelis Visual Information Solutions, Inc., Boulder, CO) and MATLAB[®] (Mathworks, Inc., Natick, MA).

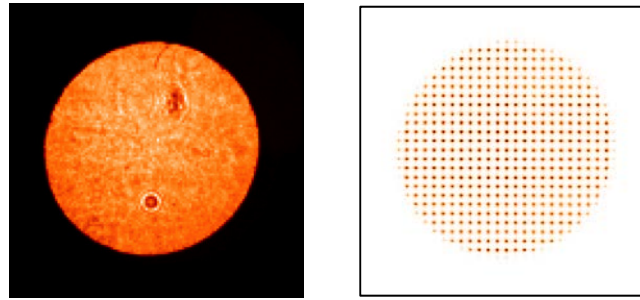
Pupil motion and pupil diameter variation with the pupil camera are computed on binarized images (the background is set to 0 and the back-illuminated pupil to 1). First-order statistics (i.e. center of gravity) and second order statistics (the covariance matrix) are computed on the binarized images, from which we directly derive the parameters of an ellipse fitting of the pupil [12]. The position of the pupil is taken as the center of the ellipse, and the diameter is computed as $d = 2\sqrt{ab}$, with a and b corresponding to the semi-major and -minor axes of the fitted ellipse.

Pupil motion and pupil diameter variation with the Hartmann-Shack sensor are computed by integration of the flux over each lenslet (after background subtraction, dead pixel detection and thresholding), yielding a subsampled pupil intensity image (one pixel per lenslet). Values higher than 75% of the maximum are set to 1, and the other values are normalized accordingly. The obtained map is then an image of the illumination ratio of the lenslets: while fully illuminated lenslets have a value 1, partly illuminated lenslets (which have the pupil border running through them) have a value between 0 and 1, corresponding to the fraction of their surface located inside the pupil. This illumination map is then analyzed analogously to that of the pupil camera image, providing information about changes in pupil position and geometry respectively.

In our method, the spot center of gravity does not participate to the computation of pupil position, which makes our method insensitive to the aberration state. This is unlike [10] where the measurement, derived from the overall centroid of the whole aberrometric image, is susceptible to tip-tilt (the tip-tilt being null in double pass, this tends to a bias towards 0 on pupil position estimates, particularly when the diffuse background flux is low compared to the spots flux).

2.3 Model eye

An artificial “pupil,” realized by an optical fiber source and adjustable iris diaphragm (set at 7 mm), is used as a reference to calibrate for static pupil imaging defects of the optical bench. Reference pupil intensity profiles obtained with both the pupil camera and Hartmann-Shack sensor are represented in Fig. 2.



(a) Pupil camera (b) Hartmann-Shack sensor

Fig. 2. Reference pupil intensity profiles

Unlike the human eye, the model eye had no intrinsic factors that would result in rapid changes, and is thus nicely suited to determine the precision of our pupil camera based pupil tracking method. We computed the peak standard deviation of model eye motion, as a measure of precision, which is below 1 micron for pupil center coordinates and diameter.

2.4 Subjects

Twenty-eight normal subjects (age 22-59 years) participated in the study, which followed institutional guidelines and adhered to the tenets of the Declaration of Helsinki. Prior to the experiment, the nature and possible consequences of the study were explained, and informed consent was obtained from all subjects. Subjects were seated in front of the instrument and stabilized with a chin and forehead rest. They were asked to fixate on the 830-nm light (whose spectrum extends into the visible domain), maintaining fixation for about 20 seconds until acquisition was complete. For three of them, only one eye was tested, leading to a total 53 eyes tested. For all eyes, an acquisition with the pupil camera alone was performed at 478 Hz. A subgroup corresponding to 26 eyes was also tested with both the pupil camera and the

Hartmann-Shack sensor, synchronized at 236Hz (this feature was made available during the study, so that only the last subjects could be tested with it). For data analysis, we extracted consecutive 1000-point series (~2-s epochs) without blinks.

Special attention was paid to laser safety. The optical power of the 830-nm SLD at the subject's pupil is always kept at 29 μ W or less, more than 10 times smaller than the maximum permissible exposure established by the American National Standards Institute (ANSI) Z-136 safety standard [15] for continuous viewing at this wavelength and a beam of 0.16cm² at the subject's pupil.

3. Results

3.1 Characterization of entrance pupil motion using a custom, high-speed pupil tracker

3.1.1 Pupil position changes

A typical example of a fixation trajectory for an eye during a 2-s blink-free sequence at 478 Hz is depicted in Fig. 3. Horizontal and vertical eye movements are shown with respect to their mean values. Note that the time delay between neighboring points is about 2ms. The series of distant points in the top right of the figure corresponds to a microsaccade (the largest and fastest component of the fixational eye movements). In our 53 eyes, the variation of fixational eye movements in the horizontal direction ranged from 66 to 742 microns peak to peak (mean \pm Standard Deviation (SD) = 190 \pm 121 microns), and in the vertical direction ranged from 32 to 186 microns peak to peak (mean \pm SD = 93 \pm 33 microns).

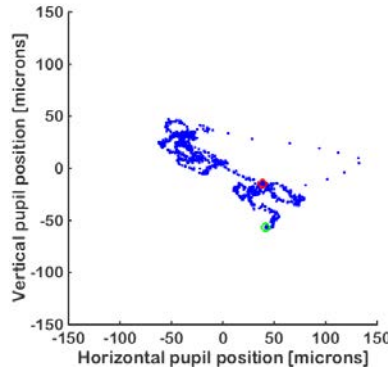


Fig. 3. Pupil trajectory

We then exploited these trajectories to compute pupil motion power spectral densities (PSDs). Power spectra were calculated by a FFT routine using a Hamming spectral window to reduce spurious estimates of spectral power and high frequency artifacts induced by the finite duration of the temporal sequence. Pupil movements exhibited a regular f^{-p} behavior for both horizontal and vertical components, with a mean \pm SD p value of 2.3 ± 0.4 (see Fig. 4a; range: 3.7 to 1.1). For 11 eyes, this f^{-2} behavior is supplemented by an f^{-5} behavior in the horizontal component (see Fig. 4b; mean \pm SD p value of 5.1 ± 1.3 ; range: 7.9 to 3.8) after around 38 Hz (mean \pm SD = 37.9 ± 1.3 Hz; range: 23.0 to 49.5 Hz), while the PSD of the vertical component remains essentially unchanged (mean \pm SD p value of 2.3 ± 0.8 ; range: 3.8 to 1.5) beyond 35 Hz.

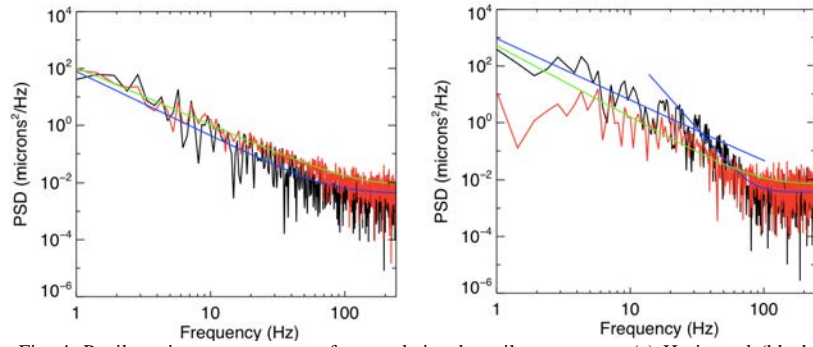


Fig. 4. Pupil motion power spectra for translational pupil movements. (a) Horizontal (black trace) and vertical (red trace) pupil motion PSDs following regular $\sim f^{-2}$ behavior. (b) Pupil motion PSDs showing supplementary $\sim f^{-5}$ behavior in the horizontal component after ~ 38 Hz.

3.1.2 Pupil size changes

In our 53 eyes, the variation of pupil diameter, during a 2-s blink-free sequence at 478 Hz, ranged from 27 to 821 microns peak to peak. A typical example of pupil diameter variation is given in Fig. 5a. Figure 5b shows the corresponding pupil size motion power spectrum for the same eye. Pupil motion PSDs for pupil size movements were computed analogously to those for translational pupil movements (by a FFT routine using a Hamming spectral window) and revealed a regular $\sim f^{-p}$ behavior over all subjects (mean \pm SD p value of 1.8 ± 0.3 ; range: 2.2 to 0.9).

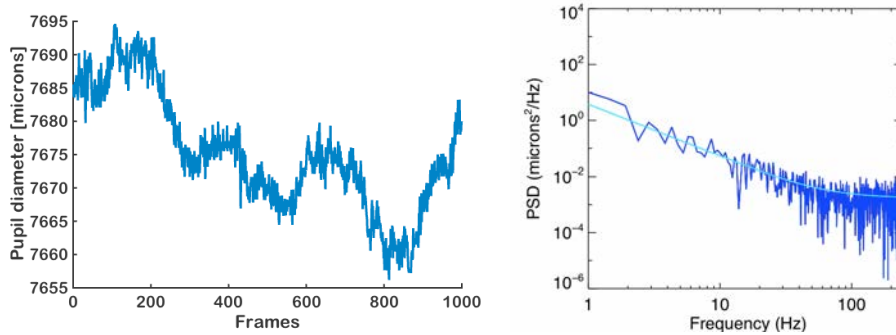


Fig. 5. (a) Variation in pupil diameter with corresponding (b) pupil size motion power spectrum displaying $\sim f^{-2}$ behavior.

3.2 Pupil tracking using the Hartmann-Shack sensor

Figure 6 demonstrates pupil motion tracking with the Hartmann-Shack sensor (HSS). HHS-based tracking (in comparison with pupil-camera-based tracking; PUP) of horizontal and vertical pupil motion (left panel) and of pupil size motion (right panel) are shown for a typical human eye. Note that the variation in pupil position and size is shown, with respect to their mean values.

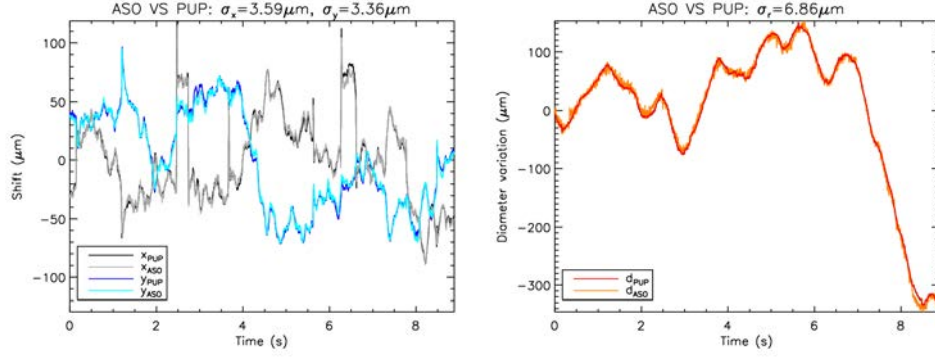


Fig. 6. Comparison of pupil tracking with pupil camera and Hartmann-Shack sensor. Human pupil position (left) and size (right) changes.

To estimate the accuracy of our HSS-based tracking method, we calculated the error with respect to pupil-camera-based tracking, as the square root of the mean of the squared differences between the pupil camera and HSS, which peaked 9 microns for the position and 17 microns for the diameter. Figure 7 depicts the HHS tracking error over all human eyes tested.

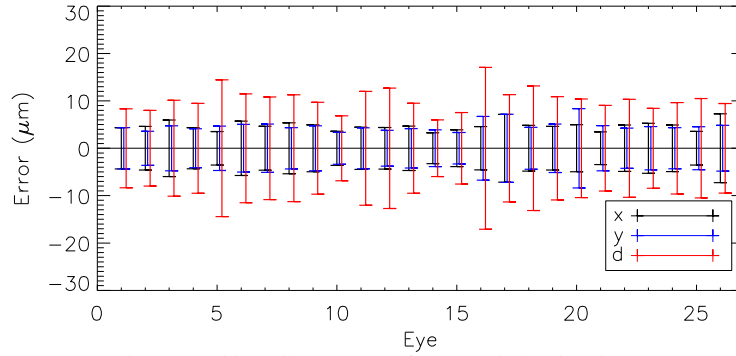


Fig. 7. HSS tracking error with pupil camera as reference, calculated as the square root of the mean of the squared differences between the pupil camera and HSS.

4. Discussion and conclusion

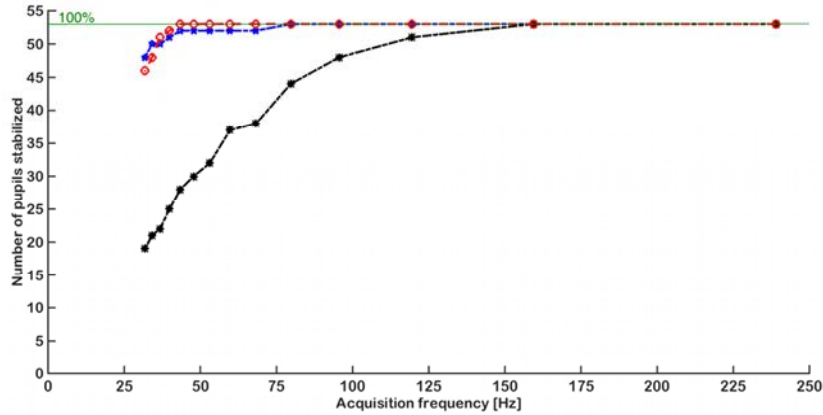
The pupil is a central element in retinal imaging via adaptive optics. In this paper, we have first characterized the expected entrance pupil motion in the setting of adaptive-optics retinal imaging, using a custom, high-speed pupil tracker at 478 Hz. Based on the analysis of consecutive 2-s epochs without blinks, pupil movements did not exceed 742 microns and 821 microns in translation and size respectively. Translational pupil motion was extended more in the horizontal than the vertical direction.

Similarly, we found the power spectral density of horizontal and vertical components to be different, in accordance with [16]. Horizontal pupil motion PSDs fell into two categories, displaying rather regular f^{-p} decrease, with p around 2, either over the entire frequency range like vertical pupil motion PSDs, or until around 38 Hz where they are supplemented by a f^{-5} behavior. This different behavior may be linked to the presence of microsaccades (more dominant in horizontal movements [16]) during the analyzed epoch, which warrants further investigation beyond the scope of this paper. Similarly to vertical pupil motion, pupil size motion PSDs can be characterized by an approximate f^{-2} behavior.

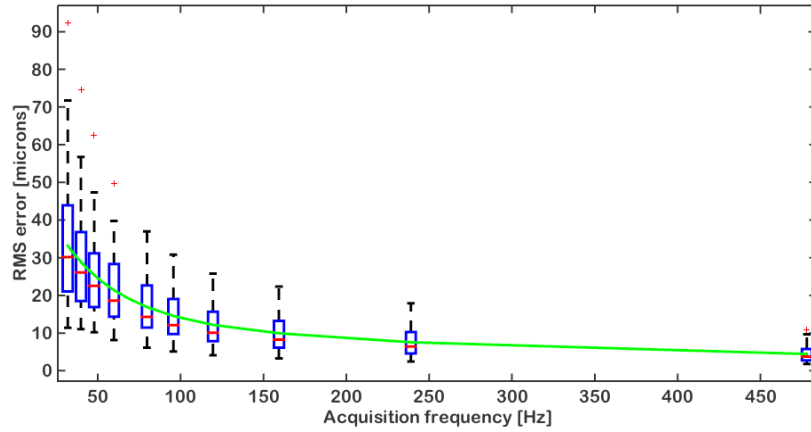
Expected pupil motion should be taken into account when optimizing the design of future adaptive-optics retinal imaging systems including pupil stabilization. The use of the Hartmann-Shack sensor (HSS) itself as a pupil-tracking device offers certain benefits and has been previously reported in the literature [10]. Here, we have demonstrated the feasibility of tracking pupil motion at 236 Hz, using a custom-built Hartmann-Shack sensor. Peak RMS error of 9 microns for the position and 17 microns for the diameter, with respect to pupil-camera-based tracking, confirmed the accuracy of our HHS-based method. Our method is based on integration of the flux over each lenslet (unlike [10] who uses the overall centroid of the whole aberrometric image, which makes the measurement susceptible to tip-tilt), and provides the measurement of pupil shape changes in addition to changes in pupil position.

How fast should a pupil-tracking device run to ensure acceptable residual motion on the wavefront sensor? To answer this question, we simulated the action of a pupil stabilization loop and integrator-based control scheme with a 0.5 gain (ensuring 45° stability margin) [17], assuming a 2-frame delay [18] using the expected entrance pupil motion outlined above. Figure 8 shows the performance of pupil stabilization as a function of pupil tracker speed. The number of eyes with residual RMS errors below 25 microns ($\sim 1/10$ of a sub-pupil for an adaptive optics imaging system with a 30 x 30 sub-aperture lenslet array over a 7-mm eye pupil) for different acquisition frequencies is depicted in Fig. 8a. Fig. 8b displays the overall distribution of residual horizontal RMS errors by means of a box plot.

Based on our results, it can be concluded, for example, that, for an adaptive optics imaging system with a 30 x 30 sub-aperture lenslet array over a 7-mm eye pupil, a pupil-tracking device should run faster than 160 Hz to ensure a residual RMS motion below 25 microns for 100% of the subjects tested here (Fig. 8a). That frequency is reduced by almost a third for a residual error below 50 microns (Fig. 8b).



(a) Number of eyes with residual RMS pupil motion below 25 microns for different acquisition frequencies, for horizontal (black trace), vertical (red trace), and pupil size (blue trace) movements.



(b) Box plot representation of horizontal RMS errors for different acquisition frequencies. The horizontal line within the box identifies the median. The length of the box represents the interquartile range (IQR), with the edges being the 25th (lower quartile) and 75th (upper quartile) percentiles. The ends of the whiskers represent minimum and maximum values. Values more than 1.5 IQRs are labeled as outliers (+). In addition, the green trace identifies mean RMS errors.

Fig. 8. Pupil stabilization as a function of tracker speed.

In conclusion, tracking entrance pupil motion during adaptive-optics imaging, in particular by means of the wavefront sensor directly, can thus be beneficial and improve the performance of retinal imaging systems. We have started studying the actual correlation between the temporal variation in ocular aberrations and pupil motion, as well as closing the loop in our adaptive-optics ophthalmoscope, controlling the deformable mirror to enable adaptive optics retinal imaging with pupil motion correction [19].

Acknowledgments

This work was supported in part by grants from the Agence Nationale de la Recherche (IPHOT, IRISEM, and REVEAL projects). The authors also want to gratefully acknowledge the team at the Laboratoire d'Etudes Spatiales et d'Instrumentations en Astrophysique (LESIA, Observatoire de Paris) for their help and support.

3.2 Étude des aberrations oculaires sur la population SCRAT1 et implications sur le dimensionnement d'un système d'OA pour l'œil : article *Biomedical Optics Express*

3.2.1 Guide de lecture

L'étude haute résolution des aberrations oculaires réalisée sur le biomètre SCRAT1 et les conséquences tirées de cette étude sur le dimensionnement d'un système d'OA pour l'œil ont donné lieu à un article soumis en octobre 2015 dans *Biomedical Optics Express* qui est reproduit dans les pages suivantes.

L'objectif de l'article est d'analyser le comportement spatio-temporel des aberrations oculaires sur une large population et de fournir les éléments nécessaires pour dimensionner un système d'OA pour l'œil. En ce qui concerne ce second point, nous nous basons sur un budget d'erreur OA se limitant à la somme des erreurs de fitting, temporelle et de bruit (voir équation 1.16) : $SWFE_{res} = SWFE_{fitting} + SWFE_{temp} + SWFE_{bruit}$. Les séries temporelles d'aberrations acquises à 236 Hz sur le biomètre SCRAT1 nous permettent d'étudier l'erreur de fitting et l'erreur temporelle, et les données de photométrie collectées nous permettent d'examiner l'impact de la réflectance rétinienne et de la taille de la source ASO sur l'erreur de bruit de mesure ASO.

La première partie de l'article (§2) commence avec une description du biomètre SCRAT1, de la population étudiée, de la procédure expérimentale suivie, des méthodes de réduction et de traitement des données employées. Sur ce dernier point, elle apporte des éléments nouveaux par rapport à la partie 2.7 : elle précise comment les données de photométrie récupérées sont traitées pour évaluer la réflectance rétinienne et comment les séquences d'analyse sont définies. La première partie de l'article présente également les notations utilisées pour l'étude. La variabilité des grandeurs d'intérêt (aberrations, réflectance) est évaluée par rapport au temps et par rapport à l'œil examiné. Cette partie donne aussi le budget d'erreur d'aberrométrie établi en 2.8 et complète la caractérisation des différents termes amorcée en 2.9 avec une estimation du terme de bruit de mesure ASO expérimentale.

La deuxième partie de l'article (§3) montre et discute les caractérisations des aberrations oculaires et de réflectance rétinienne obtenues sur la population SCRAT1. L'étude des aberrations dynamiques se focalise sur une analyse sur une pupille de 5 mm (comme nous le verrons au chapitre 4, ce sera la taille de notre pupille pour le laser de photocoagulation).

La dernière partie de l'article (§4) examine l'évolution de l'erreur de fitting en fonction du nombre de modes corrigés, l'évolution de l'erreur temporelle en fonction de la fréquence d'échantillonnage considérée et les facteurs impactant l'erreur de bruit. Pour étudier l'erreur temporelle, des simulations temporelles de correction des aberrations sont réalisées sur les séries temporelles d'aberrations acquises sur le biomètre SCRAT1 (mode dit de *rejeu*).

3.2.2 Article

High temporal resolution aberrometry on a 69 healthy eye population and implications on adaptive optics error budget

Jessica Jarosz^{1,2}, Jean-Marc Conan¹, Cyril Petit¹, Michel Paques³,
Serge Meimon^{1,*}

¹ONERA – the French Aerospace Lab, Châtillon, France

²Quantel Medical, Courmon d'Auvergne, France

³CIC 1423, INSERM, Quinze-Vingts Hospital, Paris, France

[*serge.meimon@onera.fr](mailto:serge.meimon@onera.fr)

Abstract: The ocular aberrations were characterized at 236 Hz on a 69 healthy eye population with an original high-resolution custom-built Shack-Hartmann aberrometer. The spatial and temporal behavior of dynamic aberrations was thoroughly studied on a 5-mm diameter pupil on a subpopulation of 50 eyes. Temporal wavefront variances exhibit a n^{-2} power-law with radial order n , and temporal spectra follow a $f^{-1.5}$ power-law with temporal frequency f . An adaptive optics error budget was established and a parametric study was carried out to assess the evolution of the main error terms (noise, fitting and temporal error) with the system parameters (number of corrected modes, sampling frequency of the loop), providing guidelines for adaptive optics design. In particular, we infer that adaptive optics performance rapidly increases with the loop frequency up to 50 Hz, gain being more limited for higher rates.

© 2015 Optical Society of America

OCIS codes: Wave-front sensing, Ophthalmic instrumentation, Adaptive optics, Physiological optics, Ophthalmic optics and devices, Vision

References and links

1. P. Godara, A. M. Dubis, A. Roorda, J. L. Duncan, and J. Carroll, "Adaptive optics retinal imaging: emerging clinical applications," *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* **87**, 930–941 (2010).
2. H. Hofer, L. Chen, G.-Y. Yoon, B. Singer, Y. Yamauchi, and D. R. Williams, "Improvement in retinal image quality with dynamic correction of the eye's aberrations," *Optics Express* **8**, 631 (2001).
3. L. C. Sincich, Y. Zhang, P. Tiruveedhula, J. C. Horton, and A. Roorda, "Resolving Single Cone Inputs to Visual Receptive Fields," *Nature neuroscience* **12**, 967–969 (2009).
4. A. Dubra, Y. Sulai, J. L. Norris, R. F. Cooper, A. M. Dubis, D. R. Williams, and J. Carroll, "Noninvasive imaging of the human rod photoreceptor mosaic using a confocal adaptive optics scanning ophthalmoscope," *Biomedical Optics Express* **2**, 1864–1876 (2011).
5. A. Krüger, A. Hansen, B. Matthias, and T. Ripken, "Towards femtosecond laser surgery guidance in the posterior eye: utilization of optical coherence tomography and adaptive optics for focus positioning and shaping," (2014), vol. 8935, pp. 89350L–89350L–8.
6. J. W. Evans, R. J. Zawadzki, S. M. Jones, S. S. Olivier, and J. S. Werner, "Error budget analysis for an Adaptive Optics Optical Coherence Tomography System," *Optics Express* **17**, 13768 (2009).
7. J. Porter, A. Guirao, I. G. Cox, and D. R. Williams, "Monochromatic aberrations of the human eye in a large population," *Journal of the Optical Society of America A* **18**, 1793 (2001).

8. L. N. Thibos, X. Hong, A. Bradley, and X. Cheng, "Statistical variation of aberration structure and image quality in a normal population of healthy eyes," *Journal of the Optical Society of America A* **19**, 2329 (2002).
 9. N. Doble and D. T. Miller, "Vision correctors for vision science," in "Adaptive Optics for Vision Science," , vol. 4 (Wiley-Blackwell, 2006).
 10. N. Doble, D. T. Miller, G. Yoon, and D. R. Williams, "Requirements for discrete actuator and segmented wave-front correctors for aberration compensation in two large populations of human eyes," *Applied optics* **46**, 4501–4514 (2007).
 11. H. Hofer, P. Artal, B. Singer, J. L. Aragón, and D. R. Williams, "Dynamics of the eye's wave aberration," *Journal of the Optical Society of America A* **18**, 497 (2001).
 12. L. Diaz-Santana, C. Torti, I. Munro, P. Gasson, and C. Dainty, "Benefit of higher closed-loop bandwidths in ocular adaptive optics," *Optics Express* **11**, 2597 (2003).
 13. T. Nirmaier, G. Pudasaini, and J. Bille, "Very fast wave-front measurements at the human eye with a custom CMOS-based Hartmann-Shack sensor," *Optics Express* **11**, 2704 (2003).
 14. A. Mira-Agudelo, L. Lundström, and P. Artal, "Temporal dynamics of ocular aberrations: monocular vs binocular vision," *Ophthalmic and Physiological Optics* **29**, 256–263 (2009).
 15. C. Leahy and C. Dainty, "A non-stationary model for simulating the dynamics of ocular aberrations," *Optics Express* **18**, 21386 (2010).
 16. K. M. Hampson and E. A. H. Mallen, "Multifractal nature of ocular aberration dynamics of the human eye," *Biomedical Optics Express* **2**, 464 (2011).
 17. S. Meimon, J. Jarosz, C. Petit, G. Chenegros, J.-M. Conan, B. Sorrente, B. Emica, M. Paques and K. Irsch, "Uncovering entrance pupil motion in adaptive-optics retinal imaging," Submitted to *Biomedical Optics Express* (2015).
 18. L. N. Thibos, W. Wheeler, and D. Horner, "Power vectors: an application of Fourier analysis to the description and statistical analysis of refractive error," *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* **74**, 367–375 (1997).
 19. C. Coe, A. Bradley, and L. Thibos, "Polychromatic refractive error from monochromatic wavefront aberrometry," *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* **91**, 1167–1174 (2014).
 20. L. N. Thibos, M. Ye, X. Zhang, and A. Bradley, "The chromatic eye: a new reduced-eye model of ocular chromatic aberration in humans," *Applied Optics* **31**, 3594 (1992).
 21. M. Vinas, C. Dorronsoro, D. Cortes, D. Pascual, and S. Marcos, "Longitudinal chromatic aberration of the human eye in the visible and near infrared from wavefront sensing, double-pass and psychophysics," *Biomedical Optics Express* **6**, 948 (2015).
 22. F. C. Delori and K. P. Pflibsen, "Spectral reflectance of the human ocular fundus," *Applied Optics* **28**, 1061–1077 (1989).
 23. J. van de Kraats and D. van Norren, "Directional and nondirectional spectral reflection from the human fovea," *Journal of Biomedical Optics* **13**, 024010 (2008).
 24. R. J. Noll, "Zernike polynomials and atmospheric turbulence," *Journal of the Optical Society of America* **66**, 207 (1976).
 25. T. O. Salmon and C. van de Pol, "Normal-eye Zernike coefficients and root-mean-square wavefront errors," *Journal of Cataract & Refractive Surgery* **32**, 2064–2074 (2006).
 26. W. N. Charman and G. Heron, "Fluctuations in accommodation: a review," *Ophthalmic & Physiological Optics: The Journal of the British College of Ophthalmic Opticians (Optometrists)* **8**, 153–164 (1988).
 27. B. Matthias, D. Brockmann, A. Hansen, K. Horke, G. Knoop, T. Gewohn, M. Zabic, A. Krüger, and T. Ripken, "Concept for image-guided vitreo-retinal fs-laser surgery: adaptive optics and optical coherence tomography for laser beam shaping and positioning," in "Proceedings of SPIE," , vol. 9307 (2015), vol. 9307, pp. 93070Z–93070Z–8.
 28. K. M. Hampson, I. Munro, C. Paterson, and C. Dainty, "Weak correlation between the aberration dynamics of the human eye and the cardiopulmonary system," *Journal of the Optical Society of America. A, Optics, Image Science, and Vision* **22**, 1241–1250 (2005).
 29. G. Rousset, "Wave-front sensors," in *Adaptive optics in astronomy* (Cambridge University Press, 1999).
 30. F. Rigaut and E. Gendron, "Laser guide star in adaptive optics - The tilt determination problem," *Astronomy and Astrophysics* **261**, 677–684 (1992).
 31. F. Roddier, *Adaptive Optics in Astronomy* (Cambridge University Press, 1999).
 32. G. Sivo, C. Kulcsár, J.-M. Conan, H.-F. Raynaud, E. Gendron, A. Basden, F. Vidal, T. Morris, S. Meimon, C. Petit, D. Gratadour, O. Martin, Z. Hubert, A. Sevin, D. Perret, F. Chemla, G. Rousset, N. Dipper, G. Talbot, E. Younger, R. Myers, D. Henry, S. Todd, D. Atkinson, C. Dickson, and A. Longmore, "First on-sky SCAO validation of full LQG control with vibration mitigation on the CANARY pathfinder," *Optics Express* **22**, 23565–23591 (2014).
 33. C. Petit, J. F. Sauvage, T. Fusco, A. Sevin, M. Suarez, A. Costille, A. Vigan, C. Soenke, D. Perret, S. Rochat, A. Baruffolo, B. Salasnich, J. L. Beuzit, K. Dohlen, D. Mouillet, P. Puget, F. Wildi, M. Kasper, J. M. Conan, C. Kulcsar, and H. F. Raynaud, "Sphere extreme ao control scheme: final performance assessment and on sky validation of the first auto-tuned lqg based operational system," (2014).
-

1. Introduction

Ultra-high resolution retinal imaging has proven to be a useful tool to diagnose retinal disorders at the earliest stages, monitor the progression of retinal diseases as well as the effect of new curative drugs, and improve our understanding of the eye [1]. Such imaging systems need adaptive optics (AO) that provide real-time correction of both low and high order ocular aberrations in order to attain diffraction-limited performance over medium to large pupils [2]. Current state-of-the-art AO-assisted retinal imaging research systems yield unprecedented resolution, making individual retinal cell stimulation [3] and rod photoreceptor imaging [4] possible. Nevertheless, efforts are still to be achieved to optimize their cost and size, and to ensure that the highest performance is reached for any patient. This is all the more crucial for emerging therapeutic applications such as AO-assisted laser surgery [5], which require highly reliable systems working anytime, on any person and whatever the conditions.

In order to better understand the limitations of current AO systems, it is very informative to analyze the AO error budget, *i.e.*, to list and quantify the various contributors to the residual wavefront variance remaining after AO correction. The main terms typically considered are: the wavefront sensing error, in particular due to the noise on the wavefront sensor camera; the fitting error, due to the fact that a deformable mirror with a finite number of actuators cannot perfectly compensate the ocular aberrations; the temporal error due to the time lag between sensing and correction. Such an analysis was carried out on a few eyes by Evans *et al.*, so as to identify the main sources of residual wavefront variance on their specific apparatus [6].

Apart from characterizing existing devices, the error budget can also be a powerful tool to design future systems: after expressing the various terms as a function of the AO system parameters (AO loop frequency, number of actuators in the deformable mirror, ...) and specifying a goal value on the total residual wavefront variance, a parametric analysis can be performed to select the AO system parameters which actually meet this goal value. Of course, this parametric study relies on a statistical model of the ocular aberrations.

As regards static aberration, such a statistical model does exist: two large studies have analyzed the spatial statistics of the static ocular aberrations over the population [7, 8], from which Doble *et al.* have derived the required specifications of the corrector depending on the targeted performance [9, 10]. Unfortunately, our knowledge on the temporal statistics underlying dynamic aberrations is still incomplete. Time-varying aberrations have been the object of many studies [11, 12, 13, 14, 15, 16], but only a few of them have collected high temporal and spatial resolution data [14, 15] and none gathered enough measurements (the aberrations were characterized on 1 to 6 eyes at most) to draw a statistically relevant model of the dynamic ocular aberrations. It seems all the more important to assess the temporal statistics of the dynamic aberrations that practical examination of the temporal error on experimental AO systems tends to show that the temporal error term is often among the limiting components of the AO error budget [12, 6], thus pointing out that enhancing the temporal performance could be a serious possible way to improve global AO system performance.

First, we propose a high resolution characterization of ocular aberrations on a large population consisting of 69 healthy eyes at 236 Hz in order to come up with a statistical description of dynamic ocular aberrations reflecting the inter-subject variability. Second, with the time series acquired in the aberrometry campaign, we analyze the resulting implications on the AO error budget through the simulation of a close-loop wavefront correction and propose guidance for the design of AO systems. Details on the study will be presented in Sect. 2. Then, we will report our findings on the statistics of dynamic aberrations in our population in Sect. 3. Finally, we will use the data from the aberrometry campaign to analyze the evolution of the noise, fitting and temporal errors with the technical and operating parameters in Sect. 4.

2. Methods

2.1. Experimental set-up

We have built a custom-designed Shack-Hartmann (SH) wavefront sensor (WFS) to characterize the dynamic aberrations of the eye. A diagram of the full system can be found on figure 1. It comprised four units: an injection unit delivering the near infrared WFS beacon at 833 nm; an eye unit coming down to the eye (real/artificial) to examine; an analysis unit collecting the back-scattered light from the eye on two instruments, the WFS and a pupil camera; a reference unit composed of a reference eye used to calibrate the system (in particular, to acquire the reference SH spots).

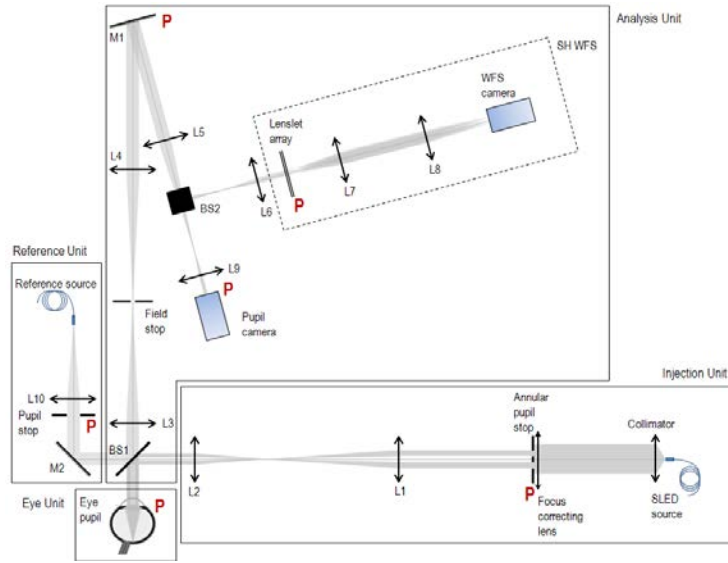


Fig. 1: Diagram of the experimental system (L: lens, BS: beam splitter, M: mirror, P: pupil plane). The 4 different units (injection, eye, analysis, reference) are outlined on the diagram.

The injection unit, aiming at creating an artificial source on the retina for wavefront sensing, used a 833-nm superluminescent diode (EXALOS) with a 50-nm spectral bandwidth. A focus correction was provided for ametropic subjects through ophthalmic lenses which were inserted in the injection unit (and thus not seen by the WFS). The injection unit also offered filtration of specular corneal reflections through an annular pupil stop in pupil space (in the eye pupil space, the external and internal diameters were 5 mm and 2.1 mm respectively), and a fixation target, which was the WFS beacon itself (thanks to its visible part).

The analysis unit splits into a pupil camera and a WFS. The pupil camera provided pupil position and size data, synchronously with the WFS. These high frequency pupilometry data have previously been used to derive statistics of the eye pupil position and size rapid evolutions [17]; in the scope of the present paper, the pupil camera only serves as a guide to position the eye pupil.

The WFS was designed to provide highly resolved measurements of the ocular wavefront. Thus, it featured a 31×33 lenslets array (with a $320 \mu\text{m}$ spacing in the eye pupil space) and a sCMOS camera (Pco.Edge) running at 236 Hz with a 450×480 pixels region of interest, leading to a 10 mm maximum pupil. Typically for a 7-mm diameter pupil, 22 lenslets were

illuminated across the diameter and the pupil field allowed displacements of the pupil of ± 1.5 mm, which was high enough given the fact that the subject was stabilized by a chin and forehead rest in order to prevent head movements. Examples of Shack-Hartmann spots recorded with the WFS on the reference eye and on a real eye are presented on figure 2. A field stop on the analysis path corresponding to approximately 1.2° on the retina was used to limit stray light and multiply-scattered background light, at the cost of a reduced range of measurable sphere, limited to ± 2.3 D at 833 nm.

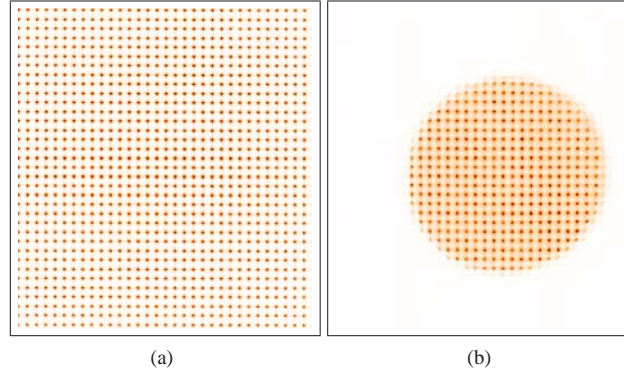


Fig. 2: Shack-Hartmann spots recorded by the WFS (a) for the reference eye and (b) for a real eye.

2.2. Population

A total of 69 healthy eyes were examined with the aberrometer - 4 of them had encountered LASIK surgery and 1 of them had been cured for isolated vitreous detachment. The 69-eye population consisted of 36 people, 16 women and 20 men, who ranged from 22 to 59 years old with a mean age of 33. Refractive correction of our population ranged from -2 D to 1.25 D, but most eyes were emmetropic. Average spherical equivalent, M [18], of our population was -0.2 D and associated standard deviation was 0.4 D. Average cylindrical components, J_0 and J_{45} [18], were zero. Those values of refractive error were taken from the spectacle correction of our population. As a consequence, they are ± 0.125 D accurate at best and effective for the visible spectrum (optimal at 570 nm [19]). Given the longitudinal chromatic aberration (LCA) reported between our operating wavelength (833 nm) and 570 nm [20, 21], we expect a shift of the reported average spherical equivalent towards positive values at 833 nm.

Measurements were performed in normal conditions without any pupil dilation, nor cycloplegia, as we were interested in characterizing the aberrations without any external operation. Besides, those experimental conditions ensured the volunteers' comfort and made the experiment simple and quick. Visible light was kept to a minimum during the examination, thus leading to the largest accessible pupils without dilation.

2.3. Experimental procedure

Previous to the subject's arrival, background and reference images were acquired on the WFS.

The subject was first informed about the study and asked to sign up the informed consent form put into place as part of an authorized clinical research protocol. Then, the procedure

was done as follows: focus of the WFS beacon was approximately adjusted given the spectacle correction of the subject and taking into account the LCA between 570 nm and 833 nm; it was then fine-tuned through a subjective adjustment until the image of the WFS beacon appeared to the subject as a well-focused point source (this adjustment was done at low power); with the subject away from the system, the optical power of the SLD was then set to get $29 \mu\text{W}$ on the eye unit (that is a tenth of the maximum permitted power by the ANSI Z136.1 norm for a coherent source at 833 nm and a 0.16-cm^2 -illuminated surface on the cornea); with the subject back on the eye unit, the position of the chin and forehead rest was adjusted through the monitoring of the pupil image (so as to make sure his pupil was centered on the WFS).

The patient was asked to blink just before the acquisition starts and to stand still and stare at the point source all the acquisition long. The acquisition lasted 20 seconds per eye.

2.4. Data reduction

The raw data thus consisted in 69 series of 20-second-long WFS camera sequences at 236 Hz (complemented with the 69 associated reference slopes and WFS camera background acquisitions performed right after each patient acquisition). First, long-exposure background images were subtracted to get rid of spatial noise and environmental stray light. Then, for each eye, we selected the longest time series outside of blinks included in the 20-second-long acquisition. We took a minimum delay of 170 ms after the blink and before the following one so as to avoid the transient state following and preceding blinks. The duration of the analysis sequence considered in the statistical study was defined as the shortest continuous time series over the population, that is 3.4 s (*i.e.*, 808 frames).

From these 69 series of 3.4-second-long background-subtracted WFS sequences, we analyzed the retinal reflectance as well as the ocular aberrations.

2.4.1. Retinal Reflectance

Let $N_{ph_{inc}}$ be the number of photons entering the eye from the WFS source. If the eye were a 100 % back-scattering Lambertian surface, the number of photons emerging from the eye would then be given by:

$$N_{ph}^{100\%} = \frac{\Omega}{2\pi} \cdot T \cdot N_{ph_{inc}} \quad (1)$$

with Ω the solid angle subtended by the pupil from the point source formed on the retina by the WFS beam and T the double-pass transmission of the ocular media, which is here considered equal to $(95\%)^2$.

However, only a small part $N_{ph}^{tot} = R_{tot} \cdot N_{ph}^{100\%}$ of this ideal amount of photons actually emerges from the eye, the main part of the incoming photons being transmitted or absorbed by the retina [22, 23]. Among these emerging photons, a fraction R_{dir} (the *directional* reflectance) is single-back-scattered and forms the point source on the retina used for wavefront sensing, and a fraction R_{bg} is multiply-back-scattered and forms a diffuse *background* light patch on the retina:

$$N_{ph}^{tot} = R_{tot} \cdot N_{ph}^{100\%} = \underbrace{R_{dir} \cdot N_{ph}^{100\%}}_{N_{ph}^{dir}} + \underbrace{R_{bg} \cdot N_{ph}^{100\%}}_{N_{ph}^{bg}} \quad (2)$$

Unlike the directional photons N_{ph}^{dir} coming from the WFS beacon, the amount of background photons N_{ph}^{bg} coming from the diffuse light patch depends on the field of view S_{field} considered for photometric assessments. Let us assume that S_{field} is totally included in the diffuse light patch formed on the retina, which we consider as approximately uniform. Then, only a part of

R_{bg} , proportional to S_{field} , actually contributes to the photons detected on the WFS:

$$N_{ph}^{bg} = S_{field} \cdot \underbrace{\frac{R_{bg}}{S_{bg}}}_{\rho_{bg}} \cdot N_{ph}^{100\%} \quad (3)$$

where S_{bg} can be seen as the surface of the total diffuse light patch. The quantity ρ_{bg} denotes the background reflectance per unit of retinal field.

Therefore, the total amount of emerging photons collected by the WFS camera from a subaperture in a field of view S_{field} is:

$$N_{ph}^{WFS} = \tau_{bench} \cdot \underbrace{[R_{dir} + S_{field} \cdot \rho_{bg}]}_{R_{tot}} \cdot \frac{\Omega_{\mu L}}{2\pi} \cdot T \cdot N_{phinc} \quad (4)$$

with τ_{bench} the transmission of the system from the eye to the WFS camera, $\Omega_{\mu L}$ the solid angle subtended by the image of one subaperture at the pupil plane from the point source formed on the retina by the WFS beam.

Experimentally, the total reflectance R_{tot} was evaluated from the whole flux collected over the retinal field (set by the field stop in our set-up), and the directional reflectance R_{dir} was derived from the flux within the SH spots after diffuse background subtraction (the latter was assessed on the edge of the subaperture images). This was done for each of the 69 eyes, and for each of the 808 WFS frames.

2.4.2. Ocular aberrations

Slope computation SH spot centroids were determined by computing an adaptive thresholded center of gravity within each subaperture image, and then subtracting the reference centroids (computed with the same method on the WFS reference measurements, acquired on the reference source right after patient acquisition).

Analysis pupil For a given sequence, the analysis pupil $P_{analysis}$ considered in the aberrometry study was defined centered as regard to the biggest circular pupil P_{inter} at the intersection of all eye pupils recorded through the sequence of interest (see figure 3a). Since the size of the eye pupil varied over the population and the eye moved over the acquisition, the number of time sequences available for the statistical study over the 69 eyes depended on the chosen diameter for the analysis pupil (see figure 3b).

Three diameters for $P_{analysis}$ were considered in our study: 4 mm, 5 mm and 6 mm.

Wavefront reconstruction For each sequence (*i.e.*, for each eye), and for each of the three analysis pupils (4-mm, 5-mm and 6-mm diameter), we built an analytic WFS model $M_{WFS}(eye, P_{analysis})$ linking the Zernike coefficients to the slopes of the subapertures within $P_{analysis}$ (with at least 50 % of their surface inside $P_{analysis}$). The Zernike coefficients $\{a_i(t, eye)\}$ were then estimated from the measured slopes $S(t, eye)$ with a least-square estimation through:

$$\{a_i(t, eye)\} = M_{WFS}^\dagger(eye, P_{analysis}) \cdot S(t, eye).$$

Given the number of subapertures encompassed by each of the analysis pupils, only the Zernike coefficients up to the 7th radial order were considered for the 4-mm diameter analysis pupil, up to the 8th for the 5-mm diameter analysis pupil and up to the 10th for the 6-mm diameter analysis pupil.

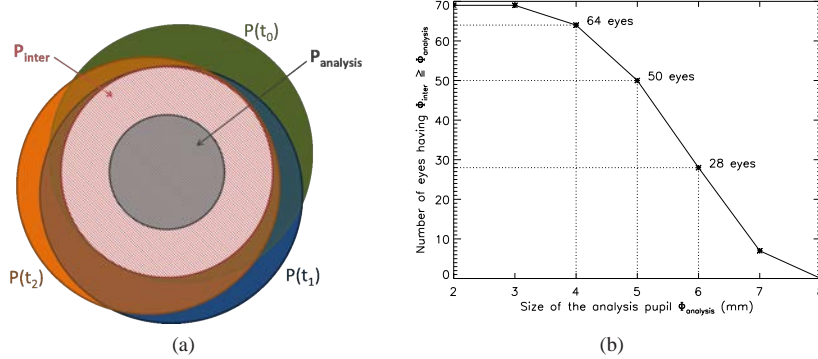


Fig. 3: Selection of the analysis pupil $P_{analysis}$. (a) Definition of P_{inter} illustrated on a 3-frame-long sequence: $P_{analysis}$ is centered as regard to the biggest circular pupil P_{inter} included in the intersection of all pupils recorded through the sequence ($P(t_0) \cap P(t_1) \cap P(t_2)$). (b) Number of measurements available depending on the selected diameter for the analysis pupil ($\Phi_{analysis}$) as compared to the diameter of P_{inter} (Φ_{inter}).

2.5. Summary of the processed data

In the end, the time-varying wave aberration function W could fully be described for each eye as an expansion of Zernike polynomials Z_i from the 2nd to the k^{th} radial order as:

$$W(t, eye) = \sum_{i=4}^{\frac{(k+1)(k+2)}{2}} a_i(t, eye) \cdot Z_i,$$

with Zernike polynomials ranked according to Noll's convention [24] (see Sect. 2.6).

We ended up with the following data:

- 69 sequences of 808 values (at 236 Hz) of the directional and total reflectances $R_{tot}(t, eye)$ and $R_{dir}(t, eye)$;
- 64 sequences of 808 vectors (at 236 Hz) containing the Zernike coefficients $a_i(t, eye)$ on a 4-mm diameter pupil up to the 7th radial order;
- 50 sequences of 808 vectors (at 236 Hz) containing the Zernike coefficients $a_i(t, eye)$ on a 5-mm diameter pupil up to the 8th radial order;
- 28 sequences of 808 vectors (at 236 Hz) containing the Zernike coefficients $a_i(t, eye)$ on a 6-mm diameter pupil up to the 10th radial order.

2.6. Definitions and notations

Our wavefront data thus depends on time, space and population. Mean and variance on these data can therefore be computed over all these three variables. To avoid confusions and make our analyses and explanations clearer, we adopt the following notations:

- mean and standard deviation over time of a quantity x will be denoted \bar{x} and $\sigma_t(x)$;

- the distribution of x over the population will be reported as: $mean \pm SD$, where $mean$ indicates the mean value of x over the population and SD the standard deviation of x over the population;
- the Squared WaveFront Error (SWFE) defined as the time-averaged sum of the squared Zernike coefficients over all modes (or over modes of a specific radial order) will be used to quantify the level of aberrations; it splits into a static SWFE and a dynamic SWFE, as follows:

$$SWFE = \overline{\sum_i a_i^2} = \underbrace{\sum_i \bar{a}_i^2}_{SWFE^{stat}} + \underbrace{\sum_i (\sigma_i(a_i))^2}_{SWFE^{dyn}}. \quad (5)$$

Zernike polynomials are ranked according to Noll's convention and reminded on figure 4 from the 2nd to the 4th radial order. As usually done, we will refer to aberration modes with a radial order greater than or equal to 3 as Higher-Order Aberrations.

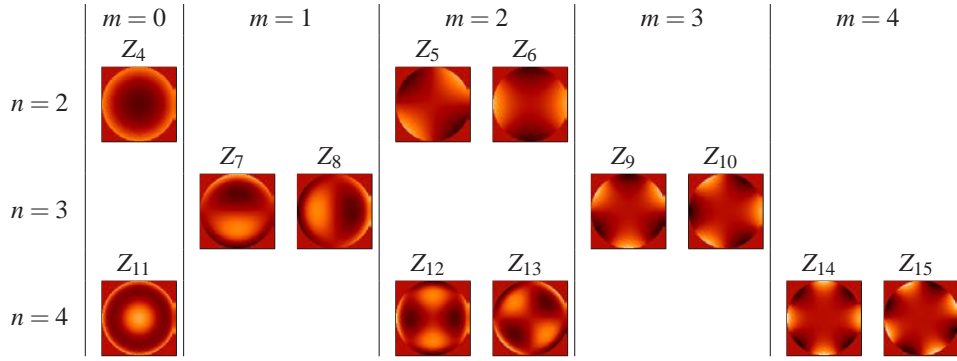


Fig. 4: Zernike polynomials Z_i from the 2nd to the 4th radial order ordered according to Noll's convention by increasing radial order n (the degree of the polynomial) and increasing azimuthal frequency m (the number of cycles of the sinusoidal function) with odd indexes i indicating the Zernike function is in sine phase and even indexes indicating the Zernike function is in cosine phase.

2.7. Accuracy of our aberrometry data

In order to assess the level of precision of our aberrometry data, we considered the following wavefront sensing error $SWFE_{WFS}$ budget:

$$SWFE_{WFS} = SWFE_{aliasing} + SWFE_{noise} + SWFE_{NCPA} \quad (6)$$

The *aliasing* error $SWFE_{aliasing}$, which represents the error due to the limited sampling of the WFS as compared to the spatial dynamics of the ocular aberrations, could be ignored given the high number of lenslets encompassed by the pupil [9, 10].

The *noise* error term $SWFE_{noise}$ corresponds to the propagation of the WFS camera detection noise on the Zernike coefficient estimation (see Sect. 4.1 for further details). It splits (as in Eq.5) into a dynamic part – quantified experimentally as $2.0 \times 10^{-4} \mu m^2 \pm 1.5 \times 10^{-4} \mu m^2$ ($mean \pm SD$) on a 5-mm diameter pupil – and a static part which could be neglected considering that the detection noise is centered.

The *Non-Common Path Aberrations (NCPA)* error term SWFE_{NCPA} is brought by the non-common path aberrations between the reference eye and the artificial eye (refer to the set-up description in Sect. 2.1). Its static part amounted to $1.5 \times 10^{-3} \mu\text{m}^2$ on a 5-mm diameter pupil; its dynamic part, linked to the local turbulence on the bench, was shown to be negligible compared to the noise error.

$$\text{SWFE}_{WFS} = \underbrace{\text{SWFE}_{noise}^{\text{dyn}}}_{2.0 \times 10^{-4} \mu\text{m}^2} + \underbrace{\text{SWFE}_{NCPA}^{\text{stat}}}_{1.5 \times 10^{-3} \mu\text{m}^2} \quad (7)$$

3. Results : experimental characterization of ocular perturbations

We now describe the results obtained regarding the characterization of retinal reflectance and aberrations over the population. After analyzing the directional and total retinal reflectances over the 69-eye population (Sect. 3.1), we analyze the spatio-temporal statistics of the aberration distribution, first on static aberrations (Sect. 3.2), then on dynamic aberrations (Sect. 3.3). We conclude this section by proposing a full eye aberration synthetic model (Sect. 3.4).

3.1. Directional and total retinal reflectances

The average total retinal reflectance assessed on a retinal field of 1.2° (set by the field stop in our experimental set-up) is $\overline{R_{tot}}(1.2^\circ) = 5.0\% \pm 1.2\%$ (*mean* \pm *SD*) over our 69-eye population. The average directional reflectance, evaluated from the flux within the SH spots, was $\overline{R_{dir}} = 3.7\% \pm 1.4\%$. These values are very stable over time, with a temporal standard deviation of both total and directional reflectance, $\sigma_t(R_{tot})$ and $\sigma_t(R_{dir})$, worth $0.1\% \pm 0.1\%$.

It appears that retinal reflectance is rather uniform over our population, and constant over time. We conclude that the background reflectance per unit of retinal field ρ_{bg} is around $1.3 \times 10^{-7} \mu\text{m}^{-2}$:

$$R_{tot}(1.2^\circ) = 5.0\% \quad ; \quad R_{dir} = 3.7\% \quad ; \quad \rho_{bg} = 1.3 \times 10^{-7} \mu\text{m}^{-2} \quad (8)$$

These values would correspond to a total retinal reflectance of 5.7% on a retinal field of 1.5° (we remind that $R_{tot} = R_{dir} + S_{field} \cdot \rho_{bg}$, see Sect. 2.4.1), which is in line with the total reflectance of approximately 6%, given by van de Kraats *et al.* relatively to a 1.5° -field at our working wavelength [23].

3.2. Static aberrations of our population

In this section, we analyze the *static* aberrations $\overline{a_i}(\text{eye})$ of our 3.4-second-long sequences. Figure 5a shows for each mode the mean level and standard deviation of static aberrations over the population. We observe declining mean values and standard deviations with radial order. Average static defocus measured on a 5-mm diameter pupil is $\overline{a_4} = 0.04 \mu\text{m} \pm 0.47 \mu\text{m}$ over the population, which corresponds to a spherical equivalent $\overline{M} = -0.05 \text{D} \pm 0.52 \text{D}$. This is in agreement with the average spherical equivalent given by the spectacle correction of the 50-eye subpopulation, which was $-0.1 \text{D} \pm 0.5 \text{D}$. Concerning Higher-Order modes, the distribution of each mode in our population, except spherical aberration, is roughly centered around zero. Average static spherical aberration measured on a 5-mm diameter pupil is slightly positive ($\overline{a_{11}} = 0.06 \mu\text{m} \pm 0.05 \mu\text{m}$). This is consistent with the distribution of static aberrations and the description of the mean eye brought by previous studies [7, 8, 25].

Mean static SWFE, which correspond to the mean over the population of the static SWFE (equal to $\sum_i \overline{a_i}^2$, see Eq. 5), is a good indicator of the level of static aberration of a typical eye. Figure 5b reports the contribution of each radial order to the total static SWFE for different

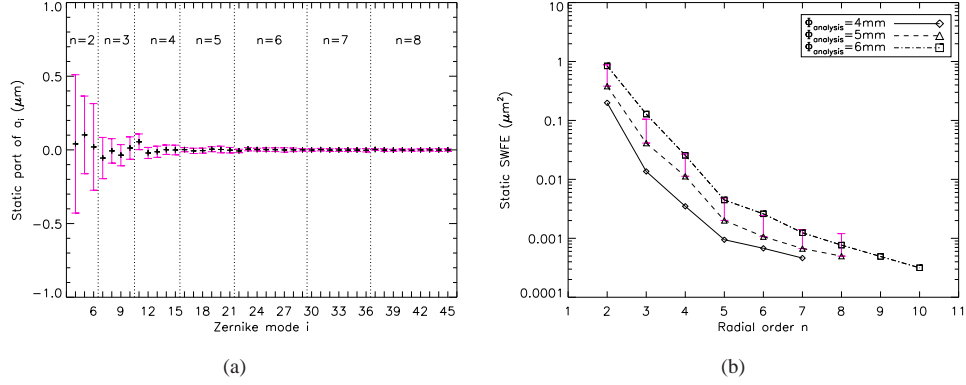


Fig. 5: Distribution of the static part of the aberrations over the population. (a) Zernike coefficients from the 2nd to the 8th radial order over the 50-eye subpopulation for a 5-mm diameter pupil. Symbols indicate mean values of \bar{a}_i and error bars plus and minus one standard deviation from the mean values. (b) Contribution of each radial order to the total static SWFE for different pupil diameters. Symbols indicate mean values of $\sum_{i \in n^{\text{th radial order}}} (\bar{a}_i(\text{eye}))^2$. For intelligibility, only plus one standard deviation from the mean values relative to the 5-mm diameter pupil are shown.

pupil sizes, showing decreasing SWFE with radial order, and similar statistics as those documented by Thibos *et al.* [8]. Most static aberrations are concentrated in low orders. Second-order aberrations represent 87 % of the total static aberrations; this highly depends on the population, we remind that ours present reduced static aberrations (with \bar{M} , \bar{J}_0 and \bar{J}_{45} closed to zero, see Sect. 2.2). For the remaining orders, we note that 73 % of the energy of Higher-Order Aberrations (3rd order and above) are concentrated in the 3rd order, 20 % in the 4th, 4 % in the 5th, 2 % in the 6th and 1 % in the 7th.

In the following, we will only consider the exploitation of the 50 sequences of 808 vectors (at 236 Hz) containing the Zernike coefficients $a_i(t, \text{eye})$ on a 5-mm diameter pupil up to the 8th radial order (corresponding to a subgroup of 50 eyes with a pupil larger than 5 mm, see figure 3b).

3.3. Description of the dynamic aberrations of our population

3.3.1. Time series and dynamic SWFE

Figure 6 shows the evolution of the first Zernike coefficients with time on one eye of our population, grouped by radial order. Strong low frequency variations can be seen for low orders, with spikes or steps roughly every 0.5 s. These variations may be related to pupil motion, but the particular link between motion and dynamic aberrations will be the subject of a future publication and is out of the scope of the present paper. The traces show smaller temporal variations for higher radial orders.

This is confirmed quantitatively on figure 7a where the distribution of the dynamic part of the aberrations (*i.e.*, the standard deviation over time of the aberrations) in our population for a 5-mm diameter pupil is presented.

Temporal variations of defocus are somewhat specific. Those are quite high compared to the temporal variations of astigmatism and vary a lot over the population. Peak-to-valley variations

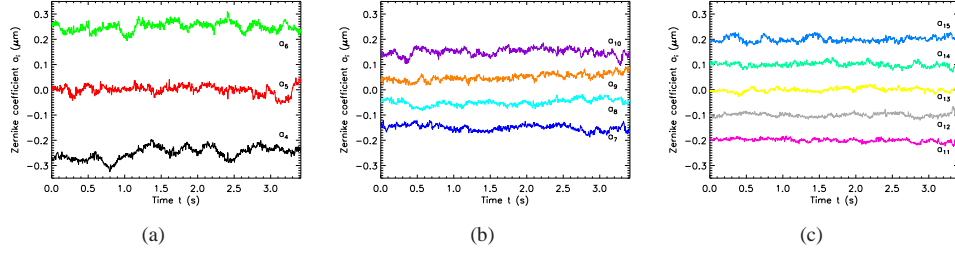


Fig. 6: Experimental example of temporal series of Zernike coefficients from the 2nd to the 4th radial order on one eye across a 5-mm diameter pupil during a 3.4-second-long sequence. Modes are attributed different colors and are specified beside the traces. The traces have been vertically shifted for clarity, as a consequence, mean values do not represent static aberrations. (a) Second-order dynamic aberrations (a_4 , a_5 , a_6). (b) Third-order dynamic aberrations (a_7 , a_8 , a_9 , a_{10}). (c) Fourth-order dynamic aberrations (a_{11} , a_{12} , a_{13} , a_{14} , a_{15}).

of defocus amount to $0.21 D \pm 0.09 D$ over our population. The standard deviation over time of defocus, describing the RMS fluctuations of defocus, is $0.04 D \pm 0.02 D$, which is actually in agreement with data reported by Charman *et al.* for low target vergence [26]. The figure also points out that, apart from defocus, all modes within a given radial order show similar mean value or standard deviation over the population.

Figure 7b shows the dynamic SWFE for each radial order n for a 5-mm diameter pupil. The values follow approximately an n^{-2} power-law with radial order n , embodied by a straight line on figure 7b.

3.3.2. Relative importance of static and dynamic SWFE

From the comparison of the dynamic SWFE given on figure 7b and of the static SWFE given on figure 5b, we infer that the dynamic part of the aberrations represent 2% and the static part 98% of the total SWFE, considering radial orders from the 2nd to the 8th. In fact, dynamic SWFE is below $2.0 \times 10^{-2} \mu\text{m}^2$ for all eyes of our population, in other words, the Strehl ratio is 33 % at worst (see Table 1). If considering the best quintile (the best 20 % eyes), the error is below $3.4 \times 10^{-3} \mu\text{m}^2$, corresponding to a Strehl ratio of 82 %.

Table 1: Repartition over the population of the dynamic SWFE and associated Strehl ratio (SR). Strehl ratios are computed at 833 nm as $\exp\left(-\frac{4\pi^2}{\lambda^2} \cdot \text{SWFE}^{\text{dyn}}\right)$.

Quintile	1-st (20 %)	2 nd (40 %)	3 rd (60 %)	4 th (80 %)	5 th (100 %)
SWFE ^{dyn} (μm^2)	3.4×10^{-3}	4.6×10^{-3}	6.6×10^{-3}	8.3×10^{-3}	2.0×10^{-2}
SR (%)	82	77	69	62	33

Those statistics indicate that the dynamic part of the aberrations is very small on a time scale of a few seconds. We remind that our analysis sequence is 3.4 s long, so that all the evolutions at frequencies below 0.3 Hz are seen as static. As illustrated on figure 8, static aberrations presented in this paper are more accurately quasi-static aberrations, which evolve on the time

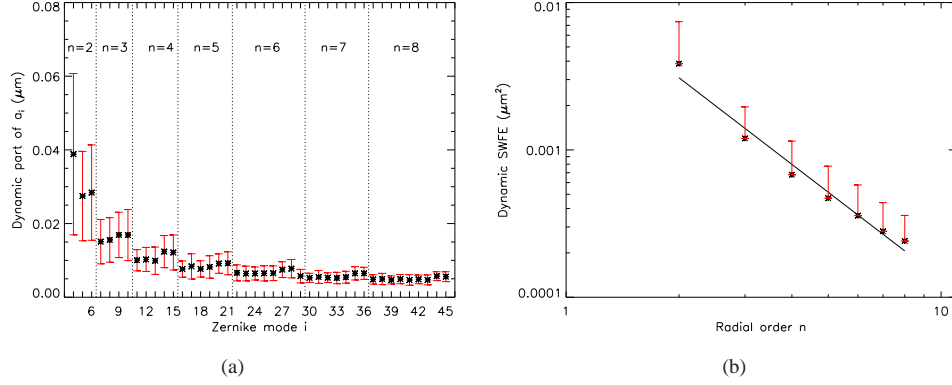


Fig. 7: Distribution of the dynamic part of the aberrations over the population. (a) Zernike coefficients from the 2nd to the 8th radial order over the population across a 5-mm diameter pupil. Symbols indicate mean values of $\sigma_t(a_i(\text{eye}))$ and error bars indicate plus and minus one standard deviation from the mean values. (b) Contribution of each radial order to the total dynamic SWFE for a 5-mm diameter pupil. Symbols indicate mean values of $\sum_{i \in n^{\text{th radial order}}} (\sigma_t(a_i(\text{eye})))^2$ and error bars indicate plus one standard deviation from the mean values. A linear fit, represented by the solid line, model the dynamic SWFE by a n^{-2} power-law.

scale of the full 20-second-long sequence. In terms of correction, it means that an acceptable quality could be reached by compensating only for the quasi-static aberrations (*i.e.*, with a 0.3 Hz bandwidth).

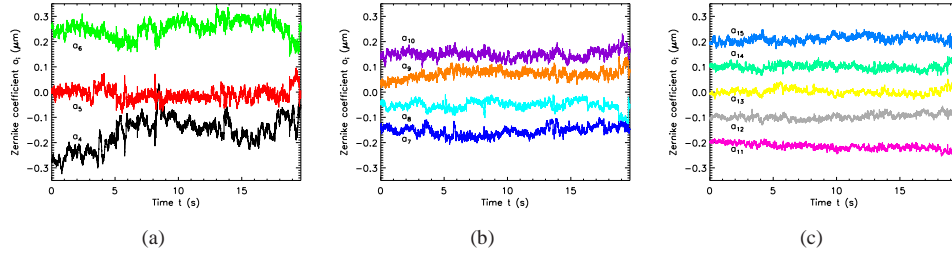


Fig. 8: Full temporal series of Zernike coefficients corresponding to the ones presented on figure 6, with overlapping at the first 3.4 s.

Yet, for some applications, such as AO-assisted laser surgery [27], a $2 \times 10^{-2} \mu\text{m}^2$ residual SWFE may still be too high, calling for a correction not only of the (quasi-)static aberrations, but also of the dynamic ones. So as to determine the specification on the AO sampling frequency, we now analyze the frequency content of dynamic aberrations.

3.3.3. Temporal spectra

In order to study the frequency content of dynamic aberrations, we computed the power spectral densities (PSD) of each time series of Zernike coefficients.

We observed linearly decreasing PSD with frequency f on a loglog scale, which confirms the f^{-p_i} power-law previously proposed to model the temporal spectra of aberrations [11, 12, 13, 14, 15, 16]. A typical example of temporal spectra of Zernike coefficients is given on figure 9a. The noise level is reached at around 60 Hz, where a high frequency plateau appears. The level of this experimental noise plateau is in line with the expected value computed analytically from the flux within the SH spot and SH spot size (see Sect. 4.1 for details).

Figure 9b gives the distribution of the power-law exponent $-p_i$ for each Zernike mode i over the population. We based our estimation of the power-law exponent on the frequency content between 2 and 40 Hz, in order to avoid the noise plateau at high frequency, and the noise on spectrum estimation at low frequency (the analyzed 3.4-second-long sequence contains only a few periods for frequencies below 2 Hz). This fit may thus not accurately convey low frequency features (such as defocus energetic peaks below a few Hertz previously reported by Charman *et al.* [26]). However, these features are well corrected by AO loops running at a few Hertz, and our main interest in the present paper is high frequency adaptive optics loop performance assessment, for which the power-law model proposed is well adapted. We obtained the following power-law exponents:

- $p_i = 1.5 \pm 0.2$ for $i = 4$ (defocus), that is, a drop of -4.5 dB per octave,
- $p_i \simeq 1.3 \pm 0.2$ for $5 \leq i \leq 45$, that is, a drop around -3.9 dB per octave.

Previous studies, although conducted on a more reduced population, reported temporal behavior [11, 12, 13, 14, 28] within the error bars we obtained. With this study, we brought additional statistics on the distribution of the power-law exponent over the population and highlighted that the power-law associated with defocus stands out from the ones of other modes. This slow decrease of the PSD indicates that the residual SWFE after AO correction will also decrease slowly with the AO loop sampling frequency.

3.4. Modeling the ocular aberrations

With the data gathered, we are now able to fully model the ocular aberrations. If we assume that the underlying processes determining the static and dynamic aberrations are Gaussian, we are able to derive random typical time series of Zernike coefficients $a_{i_{mod}}(t)$ from the statistics we drew from our aberrometry campaign.

Static aberrations and temporal variances can be modeled as:

$$\begin{cases} \overline{a_{i_{mod}}} &= \text{mean}_{\overline{a_i}} + SD_{\overline{a_i}} \cdot b_{stat} \\ \sigma_t(a_{i_{mod}}) &= \text{mean}_{\sigma_t(a_i)} + SD_{\sigma_t(a_i)} \cdot b_{dyn} \end{cases} \quad (9)$$

with b_{stat} and b_{dyn} normally distributed random numbers, $(\text{mean}_{\overline{a_i}}, SD_{\overline{a_i}})$ describing the distribution of the static aberrations over the population (given on figure 5), $(\text{mean}_{\sigma_t(a_i)}, SD_{\sigma_t(a_i)})$ describing the distribution of the dynamic SWFE over the population (given on figure 7).

Our model of static aberrations is in line with the extensive work done by Thibos *et al.* and Salmon *et al.* [8, 25] (although it could be further refined by accounting for cross-correlations between modes, as done by Thibos *et al.* [8]).

So as to derive random temporal series of Zernike coefficients, we propose the following method. First, we randomly select the power-law exponent of the temporal spectrum of each Zernike mode as: $p_{i_{mod}} = \text{mean}_{\overline{p_i}} + SD_{\overline{p_i}} \cdot b_p$, with b_p a normally distributed random number, $(\text{mean}_{\overline{p_i}}, SD_{\overline{p_i}})$ describing the distribution of the power-law exponent over the population (given

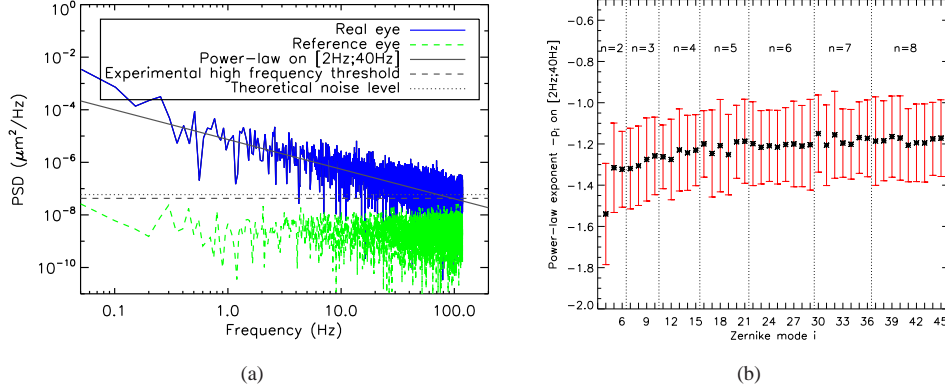


Fig. 9: Power-law model of the temporal PSD of the aberration time series. (a) PSD of vertical coma (a_7) measured on a real eye, in blue. The solid line indicates the power-law regression f^{-p_i} . The dotted straight line indicates the theoretical noise level (see Sect. 4.1 for details). The dashed straight line indicates the experimental high-frequency plateau of the temporal spectrum. For information, the temporal spectrum of vertical coma for the reference eye (acquired at high power) is given in green: its level is far below the experimental noise plateau registered on the real eye, highlighting that local turbulence does not impact on our measurements. (b) Distribution of the power-law exponent for each Zernike mode i up to the 8th order over the population for a 5-mm diameter pupil. Symbols indicate mean values of $-p_i$ and error bars plus and minus one standard deviation from the mean values.

on figure 9b). Assuming the power spectral density for each mode can be modeled as a f^{-p_i} power-law, we get the power spectral density for each mode: $PSD_{i_{mod}} = f^{-p_{i_{mod}}}$. Second, we generate a uniform noise $n(t)$ for the desired length of the series, and we next color its Fourier transform ($N(f) = \text{TF}(n(t))$) by the square-root of our model PSD $PSD_{i_{mod}}$:

$$v_i(t) = \text{TF}^{-1} \left(N(f) \cdot \sqrt{PSD_{i_{mod}}} \right) \quad (10)$$

Finally, we adjust the temporal variance of the signal:

$$a_{i_{mod}}(t) = \overline{a_{i_{mod}}} + \sigma_t(a_{i_{mod}}) \cdot \frac{v_i(t)}{\sigma_t(v_i)} \quad (11)$$

Following this generic model, one can thus generate Zernike coefficient time series that are typical of our population. A MATLAB code generating such series can be delivered upon request to the corresponding author.

4. Implications on AO system performance

As previously mentioned, the aberrometry data that we have collected is highly valuable in order to assess the performance of an AO loop, as a function of its design parameters (sampling frequency, number of actuators of the deformable mirror, etc...).

We implemented a temporal simulation evaluating the residual aberrations $a_{i_{res}}$ out of a close-loop AO system based on an integrator control from the experimental time series a_i of our

aberrometry campaign (we call this the *replay mode*), and studied the level of residual aberrations depending on the number of corrected Zernike modes and on the sampling frequency. Our experimental time series were assumed to represent perfect characterization of the wavefront error, although they result from experimental measurements that are inevitably noisy and temporally as well as spatially sampled. Yet, previous analysis of the WFS used in the aberrometry campaign indicated that the noise error of our WFS was very low and that the aliasing error could be ignored (see Sect. 2.7). So, it seems reasonable to rely on the data acquired in the aberrometry campaign to conduct these temporal simulations.

Adaptive optics performance specification is usually expressed in terms of Strehl Ratio, which can be approximated as $SR \simeq \exp\left(-\frac{4\pi^2}{\lambda^2} \cdot \text{SWFE}\right)$. It is then logical to analyze residual aberrations through an SWFE budget. Such a simplified error budget can be expressed as:

$$\text{SWFE}_{res} = \text{SWFE}_{fitting} + \text{SWFE}_{temporal} + \underbrace{\text{SWFE}_{noise} + \text{SWFE}_{aliasing} + \text{SWFE}_{NCPA}}_{\text{SWFE}_{WFS}} \quad (12)$$

where $\text{SWFE}_{fitting}$ represents the error due to the limited number of actuators of the deformable mirror, $\text{SWFE}_{temporal}$ the error due to the time lag between sensing and correction, and SWFE_{WFS} the wavefront sensing error (see Sect. 2.7) which we consider limited to SWFE_{noise} in what follows.

We will discuss on the AO performance depending on the noise error, the fitting error and the temporal error.

4.1. Noise error

The measurement noise error of the WFS, referred to as SWFE_{noise} , corresponds to the propagation of the WFS camera detection noise onto the WFS measurements. The noise error made on each Zernike coefficient can be computed as follows:

- the variance σ_{cog}^2 of the error done on spot center of gravity estimation due to the detection noise is estimated knowing the image distribution and the detector parameters (spatial sampling, read-out-noise), as done by Rousset *et al.* in the case of a Gaussian-shaped spot [29];
- SWFE on each mode coefficient is then obtained by multiplying this centroid error variance σ_{cog}^2 by a modal coefficient α_i (given by Rigaut *et al.* [30]).

In this section, we provide guidelines to compute centroid error variance σ_{cog}^2 in the specific case of adaptive optics in the eye.

Centroid error variance σ_{cog}^2 divides into a read-out noise contributor σ_{ron}^2 and a photon noise contributor σ_{ph}^2 . The latter can be further divided into a term originating from the photons in the SH spot corresponding to the flux of interest for centroid computation, and a term σ_{phbg}^2 originating from the multiply-back-scattered photons forming the background flux of the SH images. Assuming a uniform background, this background photon noise behaves as an additional read-out noise, and often prevails on the actual camera read-out noise, which we will ignore in what follows.

We reformulated Rousset *et al.*'s expressions [29] to derive the following expressions of σ_{phspot}^2 and σ_{phbg}^2 (expressed in phase difference at subaperture edges in square radians):

$$\begin{cases} \sigma_{phspot}^2 = \frac{4\pi^2}{\ln 2\lambda^2} \cdot \frac{1}{R_{dir}} \cdot \frac{1}{\tau N_{phinc}} \cdot S_{spot} \\ \sigma_{phbg}^2 = \frac{32\pi^2}{3\lambda^2} \cdot \frac{\rho_{bg}}{R_{dir}^2} \cdot \frac{1}{\tau N_{phinc}} \cdot S_{spot}^2 \end{cases} \quad (13)$$

with S_{spot} the area of the SH spot at half maximum expressed in the retinal plane in square micrometers, R_{dir} the directional reflectance, ρ_{bg} the reflectance accounting for the background flux per unit area (see Sect. 2.4.1 for typical values of R_{dir} and ρ_{bg}), λ the WFS wavelength, N_{phinc} the number of photons entering the eye through the pupil and τ a factor comprising the double pass transmission of the ocular media, the quantum efficiency of the WFS camera as well as the transmission of the system from the eye to the WFS camera. This indicates that background photon noise is all the more important that the background reflectance is high as compared to the directional reflectance.

These two formulas show that photon noise is higher when the SH spots are large, which stresses the importance of ametropia correction on the way into the eye.

4.2. Fitting error

The fitting error, referred to as $SWFE_{fitting}$, is due to the limited number of actuators of the deformable mirror, thus leading to an imperfect correction of both static and dynamic aberrations. It can thus be split into a static and a dynamic part.

Figure 10 shows the evolution of the total fitting error that encompasses 20 %, 40 %, 60 %, 80 % and 100 % of our population as a function of the number of corrected Zernike modes. The fitting error drops rapidly until the first 12 Zernike modes are corrected (*i.e.*, radial orders up to the 4th). This is in agreement with what we stated earlier in Sect. 3.2, that 93% of the Higher-Order Aberrations of our population are concentrated in the 3rd and 4th orders. The figure also presents the static part of the fitting error and points out that the static part of the fitting error prevails over the dynamic one, especially for low radial orders.

These results provide a tool for selecting the number of actuators of the deformable mirror. For instance, it indicates that when the deformable mirror compensates for the first 18 Zernike modes (*i.e.*, radial orders up to the 5th), 80 % of the population should have a total fitting error under $0.004 \mu\text{m}^2$ which corresponds to a Strehl ratio loss of 20 % at 833 nm; for the first 36 Zernike modes, 80 % of the population should have a total fitting error under $0.001 \mu\text{m}^2$, which corresponds to a Strehl ratio loss of 6 % at 833 nm.

4.3. Temporal error

The temporal error, referred to as $SWFE_{temporal}$, is due to the finite AO loop frequency leading to a delay between an evolution of the aberrations and its correction. The slower the loop frequency, the longer the delay, hence, the greater the temporal error. This error is logically computed on the modes corrected by the loop (the contribution of the uncorrected modes to the error budget does not depend on the loop frequency, and falls into the fitting error term defined in Sect. 4.2). We considered an AO system running at a sampling frequency f_s , and correcting the first $N_{corrected}$ Zernike modes through an integral control featuring a 2-frame delay and a loop gain G fixed to either 0.5 (ensuring the usual stability margins [31]) or 0.1.

Figure 11 shows the evolution of the temporal error that encompasses 20 %, 40 %, 60 %, 80 % and 100 % of our population as a function of the sampling frequency, both for a loop gain of 0.5 and 0.1. On figure 11a, the case where the first 18 Zernike modes (*i.e.*, up to the 5th radial

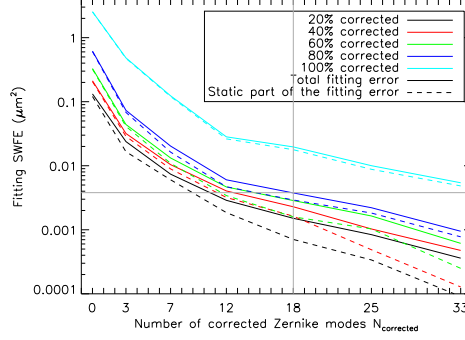


Fig. 10: Fitting error in terms of SWFE as a function of the number of corrected Zernike modes $N_{corrected}$ (e.g., $N_{corrected} = 3$ corresponds to the case where defocus, vertical and oblique astigmatisms are corrected) for various portions of the population corrected. For one eye, the total fitting error is calculated as: $SWFE_{fitting} = \sum_{\text{uncorrected modes}} (\bar{a}_i)^2 + \sum_{\text{uncorrected modes}} (\sigma_i(a_{i_{res}}))^2$, with the first term corresponding to the static part of the fitting error, figured by solid lines on the graph, and the second one to the dynamic part, figured by dashed lines on the graph.

order) are corrected is presented, and on figure 11b, the case where the first 42 Zernike modes (i.e., up to the 8th radial order) are corrected (that is, here, the best possible spatial correction). At $f_s = 0$ Hz, the dynamic SWFE of table 1 (corresponding to the temporal fluctuations of the aberrations without any correction) were reported. With a loop gain of 0.5, the temporal error drops rapidly until the sampling frequency reaches approximately 50 Hz. Above that frequency, increasing the sampling frequency does not seem that much beneficial as the temporal error drop starts slowing down.

Additionally, we observe that the correction with a gain of 0.5 of the dynamic aberrations is not always profitable. When running below approximately 20 Hz with a gain of 0.5, the loop tends to amplify the dynamic aberrations; as a result, the computed temporal error gets superior to the dynamic SWFE highlighted at $f_s = 0$ Hz. This behavior is not surprising as frequencies at around $f_s/8$ are slightly amplified with an integrator control when the loop gain is high, and as we previously mentioned that for some modes (especially the most energetic ones, e.g., defocus), low frequency components (below 2 Hz) sometimes stand out. A lower gain, for instance 0.1, as represented on figure 11, is beneficial to limit that amplification. An LQG control would also be profitable to reject those high-energy low-frequency components, which has been very successful applied for high resolution imaging in astronomy [32, 33].

These results provide a tool for selecting the sampling frequency. For instance, it indicates that at 50 Hz, the temporal error should be under approximately $0.004 \mu\text{m}^2$ for 80 % of the population when the first 45 Zernike modes are corrected, which corresponds to a Strehl ratio loss of 20 % at 833 nm.

4.4. Numerical application

Let us now illustrate how these graphs may be used to select the parameters of an adaptive optics loop for ophthalmology. Usually, the specification is expressed in terms of Strehl Ratio. This translates into a residual SWFE that can be further divided between the different error contributors. Let us consider a target Strehl ratio of 65 % at 833 nm over 80 % of the population. This yields a residual SWFE of $7.6 \times 10^{-3} \mu\text{m}^2$.

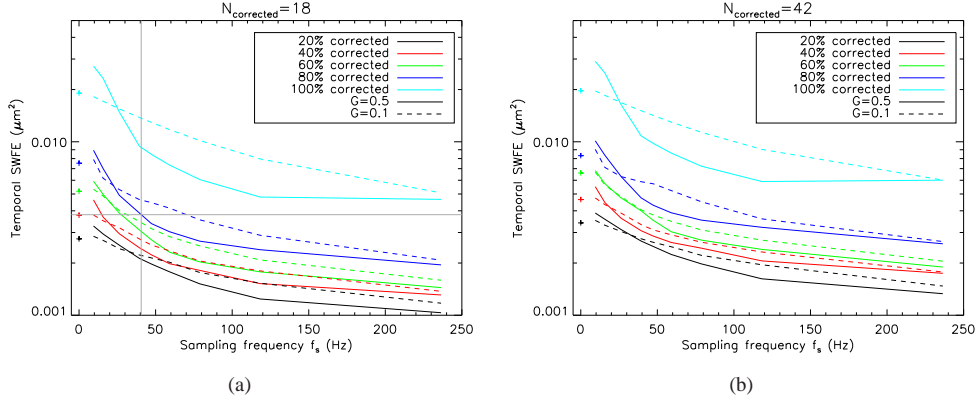


Fig. 11: Temporal error $\text{SWFE}_{\text{temporal}}$ as a function of the sampling frequency f_s for various portions of the population corrected. For each eye, the temporal error is calculated as $\text{SWFE}_{\text{temporal}} = \sum_{i=1}^{N_{\text{corrected}}} (\sigma_t(a_{i_{\text{res}}}))^2$. The temporal fitting error is shown in solid lines for a 0.5 loop gain and in dashed lines for a 0.1 loop gain. Symbols at 0 Hz indicate the dynamic SWFE obtained without any correction. (a) For a number of corrected Zernike modes $N_{\text{corrected}}$ of 18 (*i.e.*, up to the 5th radial order). (b) For a number of corrected Zernike modes $N_{\text{corrected}}$ of 42 (*i.e.*, up to the 8th radial order).

We choose to share out this residual SWFE equally between the temporal and fitting errors (we here neglect the other error terms of the AO error budget). Starting with the fitting error, figure 10 shows that in order to limit the fitting error to $3.8 \times 10^{-3} \mu\text{m}^2$ over 80 % of the population, at least 18 Zernike modes are to be corrected (see indications given by grey straight lines). Then, considering 18 Zernike modes are corrected, figure 11a indicates the minimum sampling frequency that is to be chosen so as to limit the temporal error to $3.8 \times 10^{-3} \mu\text{m}^2$ over 80 % of the population (see indications given by grey straight lines). It appears that to achieve the demanded performance with an integrator control featuring a 2-frame delay and a loop gain of 0.5, the AO system has to run at 40 Hz at least.

5. Conclusion

In this paper, we have presented the results of what is to our knowledge the first large aberrometry campaign on dynamic ocular aberrations. The campaign was done on a 69 healthy eye population on a highly resolved custom-built Shack-Hartmann aberrometer running at 236 Hz and sampling the eye pupil every 320 μm . The dynamic aberration statistical analyses were performed on a 3.4 second long sequence on a subgroup of 50 eyes on which we could study the aberrations on a 5-mm-wide pupil.

We have first described how dynamic aberrations evolve with radial order n and with temporal sampling frequency f . We could accurately describe the spatial behavior of ocular aberrations up to the 8th radial order given the spatial sampling of our aberrometer and the noise analyses we did showed that aberrations could be detected up to approximately 60 Hz.

We also found that the quasi-static aberrations (*i.e.*, the mean aberrations over the 3.4-second-long sequences) represent 98 % of the overall Squared WFE. The remaining dynamic aberrations exhibits a n^{-2} power-law spatial power spectrum (with n being the radial order). Regarding temporal analyses, we confirmed the previously reported f^{-p} power-law model for the

temporal spectrum of ocular aberrations and presented statistics on the values of p for each Zernike mode over our 50-eye population : it amounts to 1.5 for defocus and ranges from 1.2 and 1.3 for other modes from the 2nd to the 8th radial order; moreover, the power-law exponents computed are little dispersed over the population (standard deviation is about 0.2). We complemented our statistical study with a method to generate representative random time series of Zernike coefficients, and made it available to the community.

The aberrometry data gathered here is also of great value for AO system specification. We thus have used these to assess the performance in *replay mode* of a typical AO system, and to provide guidelines for selecting its key parameters through an error budget. As regards noise error, we have studied the measurement error on the spot centroiding based on our experimental reflectance data. We stressed the interest of, at least, static ametropia correction to limit the measurement error. We also derived general trends and typical values for the fitting and temporal SWFE for various values of number of corrected modes (up to 42 Zernike modes corrected) and sampling frequencies (up to 236 Hz). Based on these simulations, we highlighted that increasing the sampling frequency from a few Hertz to 50 Hz brings high performance gain, which is logical given the slow drop of the temporal spectra reported.

Such a study, however, is always somehow restrictive : diseased patients could have been tested, whereas we only targeted healthy eyes; we only analyzed time sequences without blinks (and distant from a blink), whereas very interesting results could certainly be drawn from the study of the transient regimes right after or right before a blink; likewise, longer analyses sequences could be used to specifically study low frequency (quasi-static) aberrations. As we are convinced that our database has more to say than the conclusions we drew from it in the present paper, we are open to sharing these data with other researchers. On our side, we plan to investigate in the near future the contribution of fixational eye movements to dynamic aberrations, using the pupil position data acquired simultaneously with the aberration data with the pupil camera. Concerning AO loop design, we plan to explore the potential of predictive LQG control, making use of our temporal spectrum models to improve AO performance for the same loop frequency.

Acknowledgements

We acknowledge partial funding by Agence Nationale de la Recherche (project CLOVIS3D) and Association Nationale de la Recherche et de la Technologie. The authors are grateful to Bruno Fleury, Francis Mendez and Joseph Montri for their technical support on the aberrometer integration, and to the staff members of Quinze-Vingts Hospital, Institut Langevin and ONERA who volunteered in this study. We thank LESIA Eye Project team for fruitful discussions and technical support.

3.2.3 Compléments sur les calculs de bruit de mesure ASO

Reformulation des formules de bruit de Rousset

Dans cette partie, nous détaillons la façon dont les formules de bruit données dans l'article au §4 en fonction de la réflectance rétinienne et de la taille du spot ASO ont été obtenues, en repartant des formules de Rousset *et al.* [Rousset, 1999] (voir équations 1.17 et 1.18).

Bruit de photons lié au signal dans le spot ASO Le signal utile, c'est-à-dire le nombre de photo-électrons contenu dans un spot ASO formé au foyer d'une microlentille N_{phe}^{dir} , s'exprime en fonction de la réflectance directionnelle R_{dir} comme suit (voir article §2) : $N_{phe}^{dir} = R_{dir} \cdot \frac{\Omega_{\mu L}}{2\pi} \cdot \tau \cdot N_{phinc}$, avec N_{phinc} le nombre de photons incidents sur l'œil, $\Omega_{\mu L}$ l'angle solide sous-tendu par une microlentille au niveau de l'œil de diamètre $d_{\mu L}$ et de focale $f_{\mu L}$, τ un facteur de transmission prenant en compte la transmission aller-retour des dioptries de l'œil, le rendement quantique de la caméra et la transmission du système de l'œil vers l'ASO.

Le rapport entre la largeur à mi-hauteur de la tache ASO limitée par la diffraction X_D et la largeur à mi-hauteur de la tache ASO mesurée X_T peut se ré-écrire dans l'espace de l'œil. Il vient alors : $X_D = \frac{\lambda f_{\mu L}}{d_{\mu L}} = \frac{\lambda}{\sqrt{\Omega_{\mu L}}}$, et : $X_T^2 = \frac{4}{\pi} \cdot S_{spot}^{\mu L}$, avec $S_{spot}^{\mu L}$ la surface du spot ASO à mi-hauteur dans l'espace rétinien.

Ainsi, on peut ré-écrire la formule 1.17 en : $\sigma_{phspot}^2 = \frac{4\pi^2}{\ln 2\lambda^2} \cdot \frac{1}{R_{dir}} \cdot \frac{1}{TN_{phinc}} \cdot S_{spot}^{\mu L}$.

Bruit de photons lié au fond Le bruit de photons lié au fond diffus peut s'exprimer via la formule 1.18, on a alors :

$$\sigma_{phbg}^2 = \frac{\pi^2}{3} \cdot \frac{N_{phe/bg}^{bg} \times X_S^2}{\left(N_{phe}^{dir}\right)^2} \cdot \frac{X_S^2}{X_D^2} \quad (3.1)$$

où $N_{phe/bg}^{bg}$ représente le nombre de photo-électrons par pixel moyen du niveau de fond et N_{phe}^{dir} le nombre de photons dans le spot ASO considéré. Ainsi $N_{phe/bg}^{bg} \times X_S^2$ représente le nombre de photo-électrons dû au fond diffus dans le spot ASO considéré N_{phe}^{bg} .

Or le nombre de photo-électrons dû au fond diffus peut s'exprimer en fonction de la réflectance surfacique liée au fond diffus ρ_{bg} qui a été introduite dans l'article selon : $N_{phe}^{bg} = \rho_{bg} \cdot S_{spot}^{\mu L} \cdot \frac{\Omega_{\mu L}}{2\pi} \cdot T \cdot N_{phinc}$.

Par suite, on peut ré-écrire la formule 3.1 en : $\sigma_{phbg}^2 = \frac{32\pi^2}{3\lambda^2} \cdot \frac{\rho_{bg}}{R_{dir}^2} \cdot \frac{1}{TN_{phinc}} \cdot \left(S_{spot}^{\mu L}\right)^2$.

Estimation du bruit de mesure expérimental sur la population SCRAT1

Nous donnons dans l'article au §2 une valeur moyenne sur la population de l'erreur de bruit de mesure ASO. Cette valeur caractérise notre précision de mesure des aberrations dynamiques. Elle vaut $SWFE_{bruit}^{dyn} = 2.0 \times 10^{-4} \mu m^2 \pm 0.5 \times 10^{-4} \mu m^2$, soit $14 \text{ nm} \pm 12 \text{ nm}$ en termes de WFE. Nous précisons ici la valeur de cette erreur sur chaque œil de la sous-population SCRAT1 de 50 yeux ainsi que la valeur de cette erreur sur chaque mode de Zernike.

L'erreur de bruit de mesure ASO estimée sur chaque œil $SWFE_{bruit}^{dyn}(eye)$ est donnée sur la figure 3.1a. On remarque que l'erreur de mesure rapportée sur les yeux 17 et 35 se démarque de l'erreur moyenne. Comme on peut le voir sur la figure 3.2, qui donne la surface en pixels carrés du spot Shack-Hartmann à mi-hauteur sur chaque œil, cela découle du fait que les spots mesurés sur ces deux yeux sont très étalés. L'erreur estimée reste néanmoins raisonnable. Il faudra tout de même garder en tête lors de

l'interprétation des résultats obtenus sur ces deux yeux que l'erreur mesurée sur ces yeux est supérieure à l'erreur moyenne rapportée.

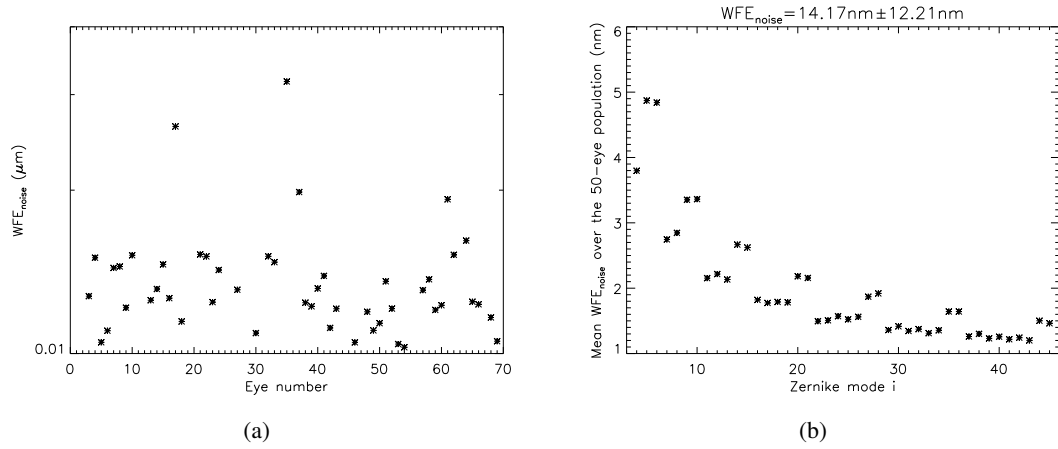


FIGURE 3.1 – Erreur de bruit de mesure observée sur la sous-population SCRAT1 de 50 yeux. (a) Erreur totale sur chaque œil. (b) Erreur moyenne observée sur chaque mode de Zernike.

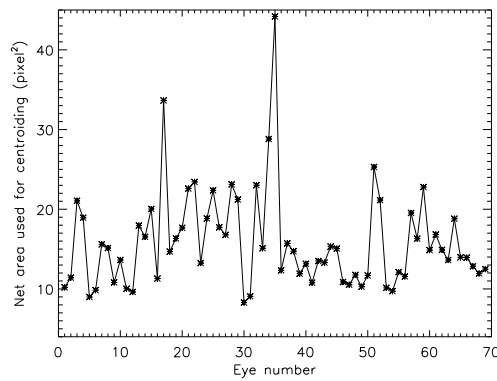


FIGURE 3.2 – Surface à mi-hauteur du spot Shack-Hartmann sur la sous-population SCRAT1 de 50 yeux.

L'erreur par mode, donnée sur la figure 3.1b, nous informe sur la précision de nos séries temporelles d'aberrations. On voit que sur l'astigmatisme oblique par exemple (a_5), notre précision de mesure des variations temporelles est de 4.9 nm. Cette valeur constitue un majorant puisque l'erreur est inférieure pour tous les autres modes. Nous atteignons donc largement les spécifications spatiales imposées sur le biomètre SCRAT1 en 2.2.1.

3.2.4 Compléments sur la description des aberrations dynamiques

En complément de l'étude statistique sur le comportement temporel des aberrations menée dans l'article sur la sous-population SCRAT1 de 50 yeux sur une séquence d'analyse de 3.4 s, dans cette partie, nous exposons et décrivons de manière qualitative les séries temporelles d'aberrations mesurées sur chaque œil de la sous-population sur la séquence la plus longue identifiée sans clignements.

Ces séries temporelles d'aberrations dynamiques mesurées sur chaque œil sur une pupille de 5 mm sont exposées sur les figures 3.3 à 3.52 pour les ordres radiaux 2 à 4. Les marges prises par rapport aux clignements pour ces tracés sont les mêmes que celles considérées dans l'article, à savoir 170 ms après le clignement et 170 ms avant le clignement suivant. Par suite, les 3.4 premières secondes des séquences tracées forment les séquences d'analyse considérées dans l'étude statistique réalisée dans l'article. Nous rappelons que la précision de mesure des aberrations dynamiques est donnée par le terme d'erreur de bruit $SWFE_{bruit}^{dyn}$ (d'après 2.8) détaillé en 3.2.3. Les séries temporelles d'aberrations représentées ont été translatées verticalement les unes par rapport aux autres pour plus de lisibilité et par conséquent, ne fournissent pas le niveau d'aberrations statiques. Une échelle fixe en ordonnée a volontairement été choisie pour permettre une comparaison visuelle rapide.

Conformément au spectre spatial des aberrations dynamiques donné dans l'article, nous observons que l'amplitude de variations des aberrations diminuent avec l'ordre radial.

L'évolution du défocus se démarque souvent de celles des autres modes, c'est pourquoi nous le traitons à part. On remarque que les variations de défocus, décrivant les variations du niveau d'accommodation du cristallin, peuvent atteindre des sommets (jusqu'à 0.7 D sur l'œil 22), par exemple sur les yeux 22, 3, 59, 51, 68¹. Notre mire de fixation doit y être pour quelque chose ; comme expliqué en 2.4.1, une source ponctuelle n'est pas l'objet de fixation idéale ; nous ne sommes donc pas surpris de constater de telles microfluctuations d'accommodation.

La majorité des séquences montrent des variations rapides du niveau d'aberrations autour d'une valeur *statique* de référence. Ces variations présentent en général un motif de durée inférieure à 0.5 s. Elles se situent à deux niveaux : on distingue des variations très rapides de faible amplitude et des variations de grande amplitude se manifestant à des fréquences moins élevées sous forme d'oscillations, de créneaux ou de pics. Les créneaux (par exemple visibles sur l'œil 53 sur la figure 3.40) et les pics (par exemple visibles sur l'œil 14 sur la figure 3.12) marquent des variations très rapides du niveau d'aberrations et se caractérisent par des front montants/descendants assez raides sur les tracés. Certaines séquences présentent également des variations très basses fréquences que l'on retrouve pour tous les ordres radiaux, c'est le cas des séquences tracées pour les yeux 10, 23, 50, 54, 57 et 68 (voir figures 3.10, 3.19, 3.37, 3.41, 3.42, 3.51).

Par ailleurs, on remarque une certaine corrélation entre les modes lorsque le niveau d'aberration change de manière notable et très rapide ; par exemple au niveau des variations en créneaux observées toutes les 0.5 s sur l'œil 18 sur l'astigmatisme (a_5 et a_6), la coma (a_7 et a_8) et le trefoil (a_9 et a_{10}) (voir figure 3.16).

La diversité des séries temporelles observées permet de mieux comprendre la variabilité des performances obtenues en termes d'erreur temporelle dans les simulations d'OA réalisées en 3.2. En particulier, les yeux présentant de nombreuses variations très rapides et de grande amplitude du niveau d'aberrations (caractérisées sur les séries temporelles par des fronts montants/descendants raides) auront un résidu de correction plus important que les yeux dont les séries temporelles se résument à des variations de très faible amplitude ou à des variations très lentes qui pourront bien être corrigées par la boucle d'OA.

1. L'amplitude PV des variations de défocus observées sur la sous-populations SCRAT1 de 50 yeux sur les 3.4 premières secondes des séquences tracées est donnée sur la figure 4.11.

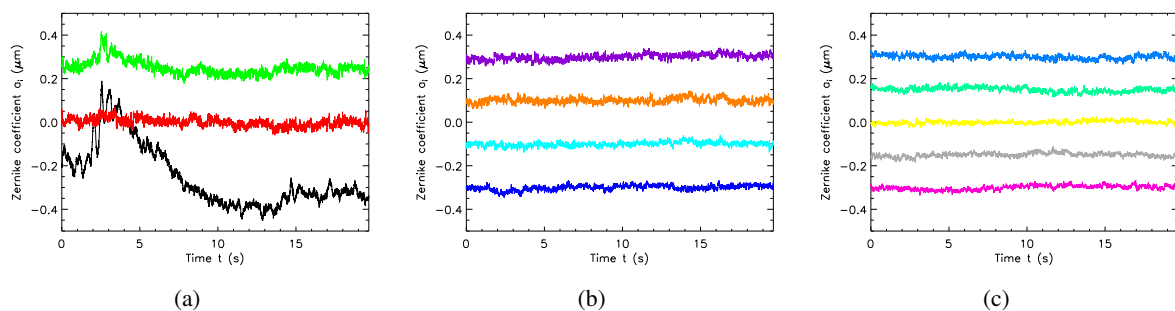


FIGURE 3.3 – Aberrations dynamiques de l’œil 3. (a) Aberrations de l’ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l’ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l’ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

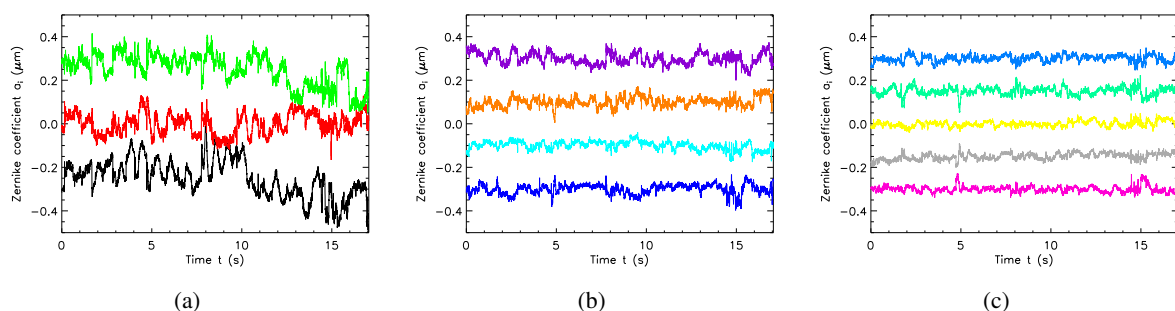


FIGURE 3.4 – Aberrations dynamiques de l’œil 4. (a) Aberrations de l’ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l’ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l’ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

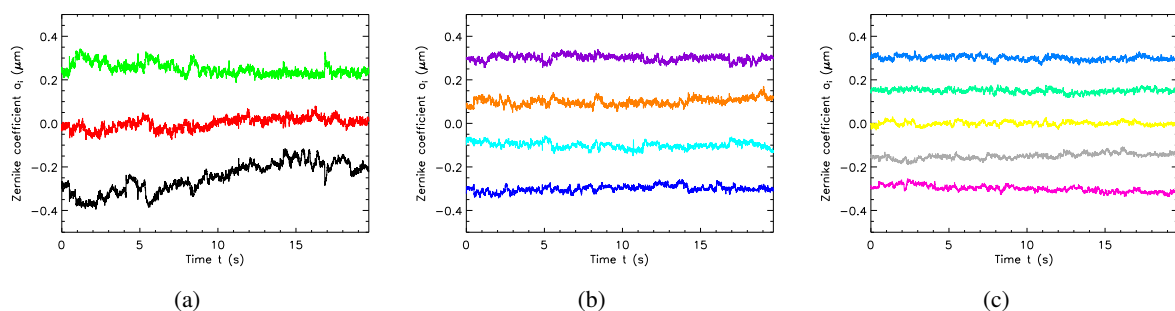


FIGURE 3.5 – Aberrations dynamiques de l’œil 5. (a) Aberrations de l’ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l’ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l’ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

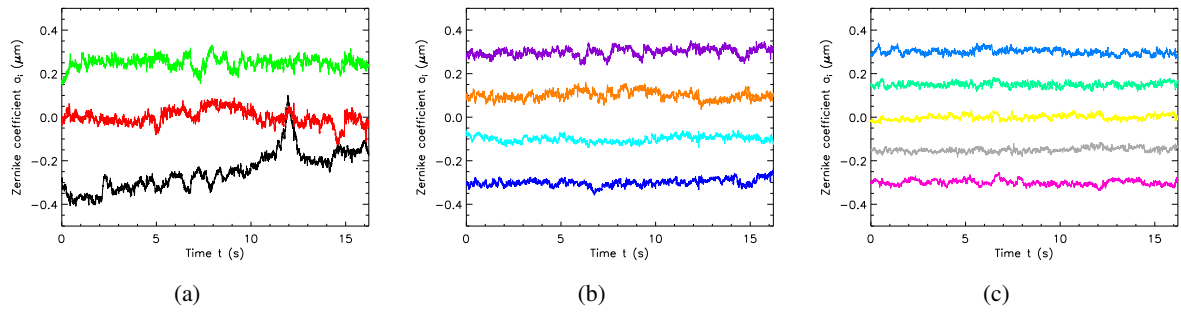


FIGURE 3.6 – Aberrations dynamiques de l’œil 6. (a) Aberrations de l’ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l’ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l’ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

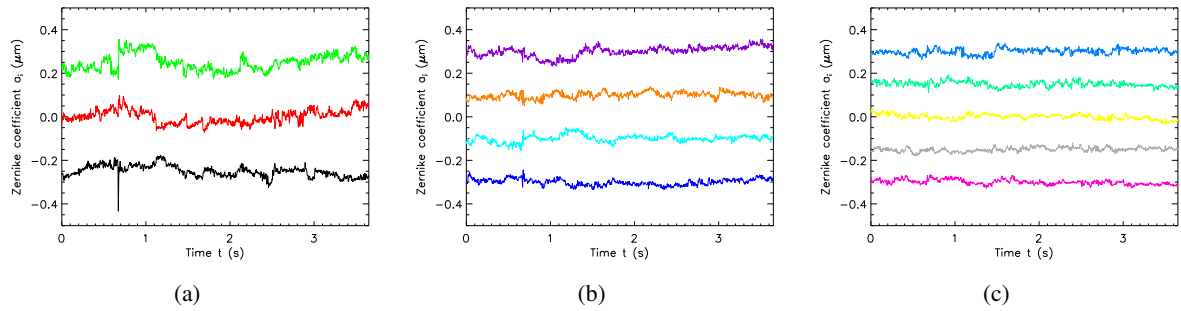


FIGURE 3.7 – Aberrations dynamiques de l’œil 7. (a) Aberrations de l’ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l’ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l’ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

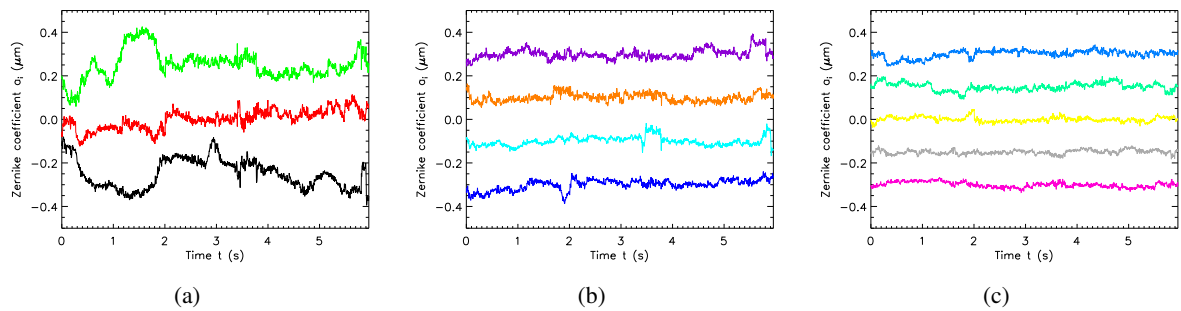


FIGURE 3.8 – Aberrations dynamiques de l’œil 8. (a) Aberrations de l’ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l’ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l’ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

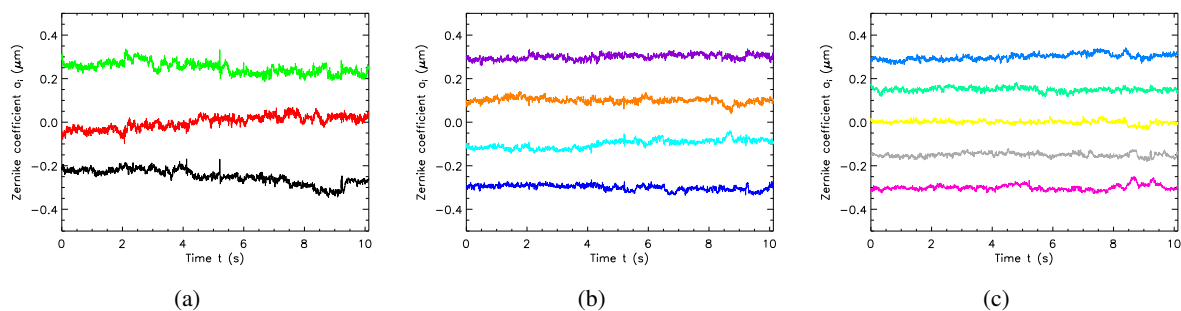


FIGURE 3.9 – Aberrations dynamiques de l’œil 9. (a) Aberrations de l’ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l’ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l’ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

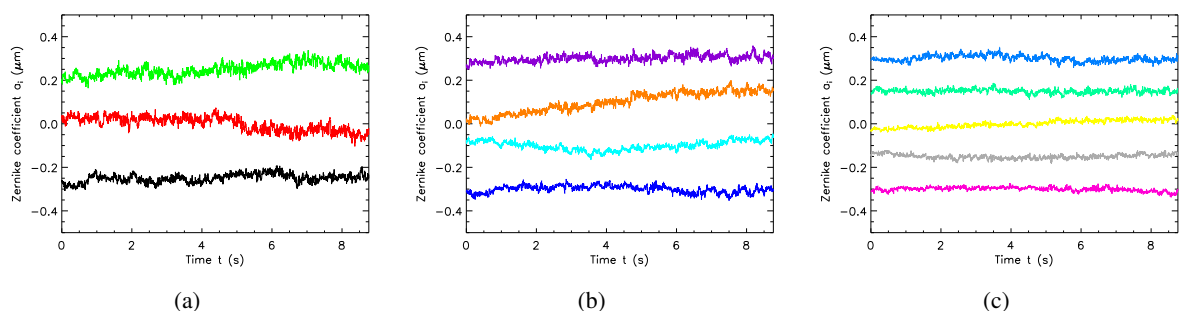


FIGURE 3.10 – Aberrations dynamiques de l’œil 10. (a) Aberrations de l’ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l’ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l’ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

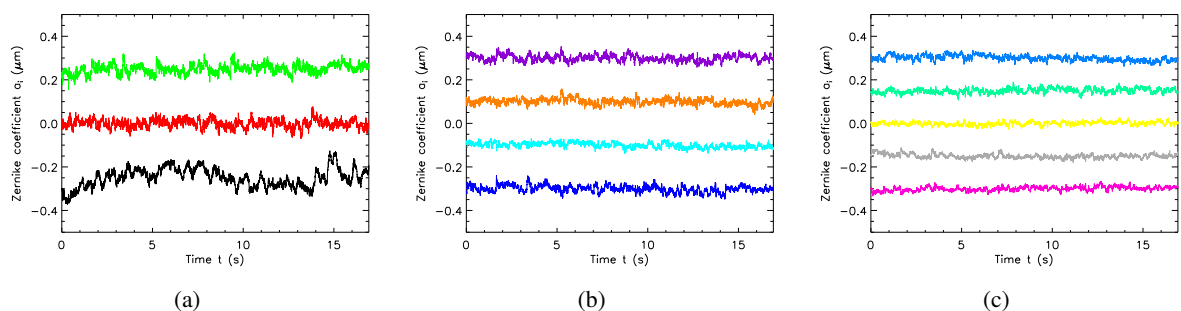


FIGURE 3.11 – Aberrations dynamiques de l’œil 13. (a) Aberrations de l’ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l’ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l’ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

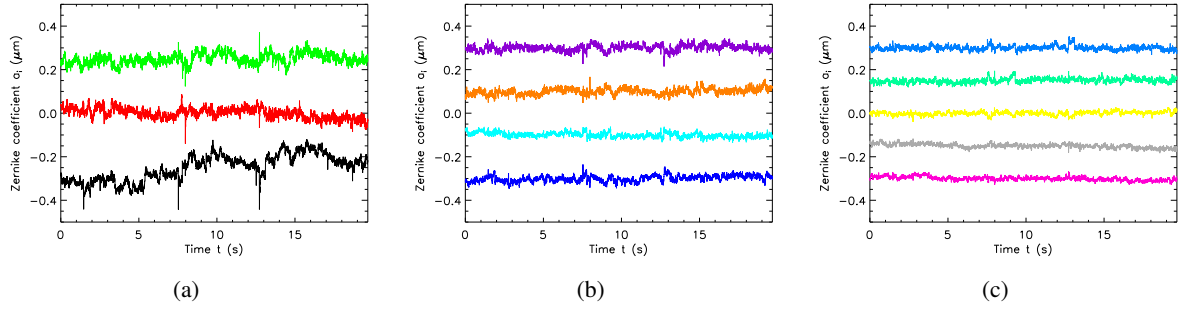


FIGURE 3.12 – Aberrations dynamiques de l'œil 14. (a) Aberrations de l'ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l'ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l'ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

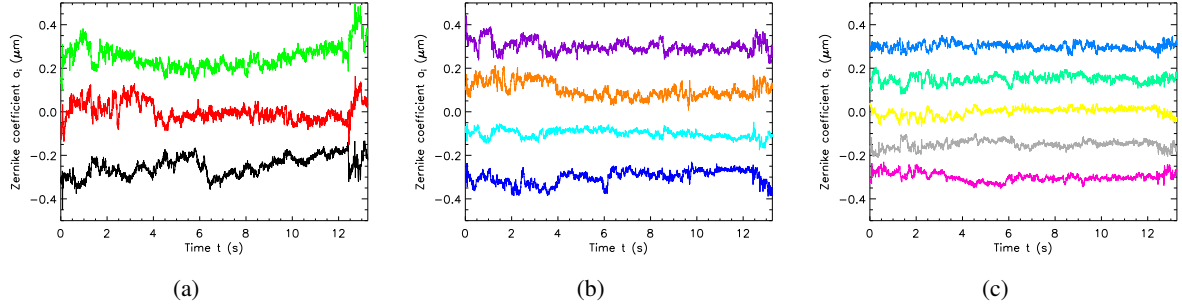


FIGURE 3.13 – Aberrations dynamiques de l'œil 15. (a) Aberrations de l'ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l'ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l'ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

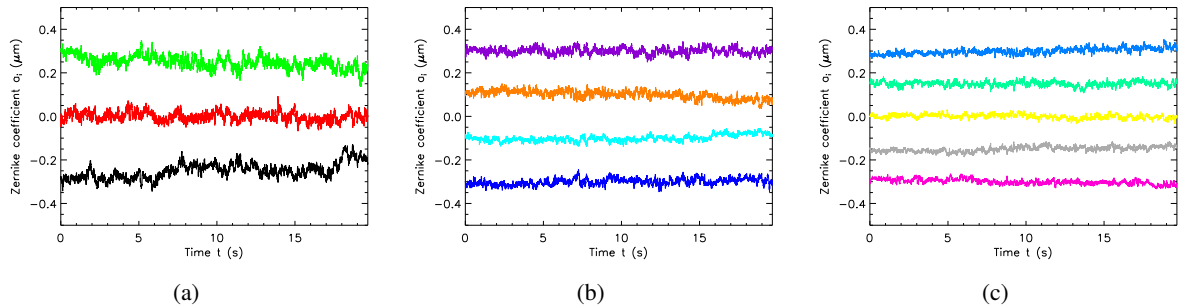


FIGURE 3.14 – Aberrations dynamiques de l'œil 16. (a) Aberrations de l'ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l'ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l'ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

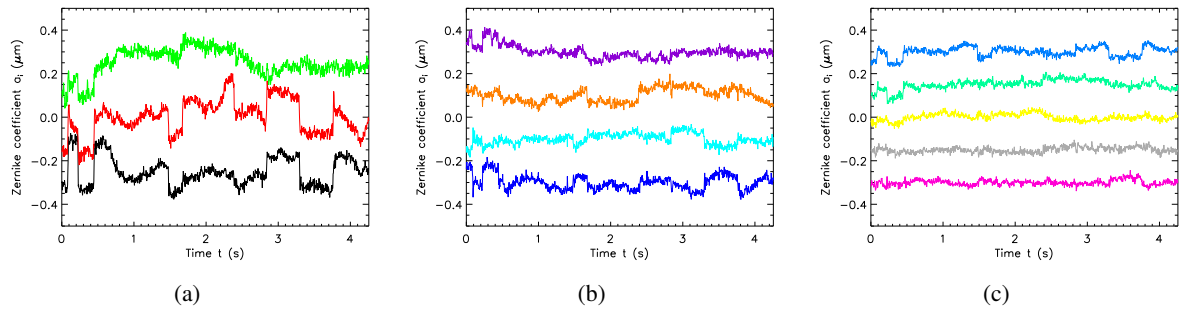


FIGURE 3.15 – Aberrations dynamiques de l’œil 17. (a) Aberrations de l’ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l’ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l’ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

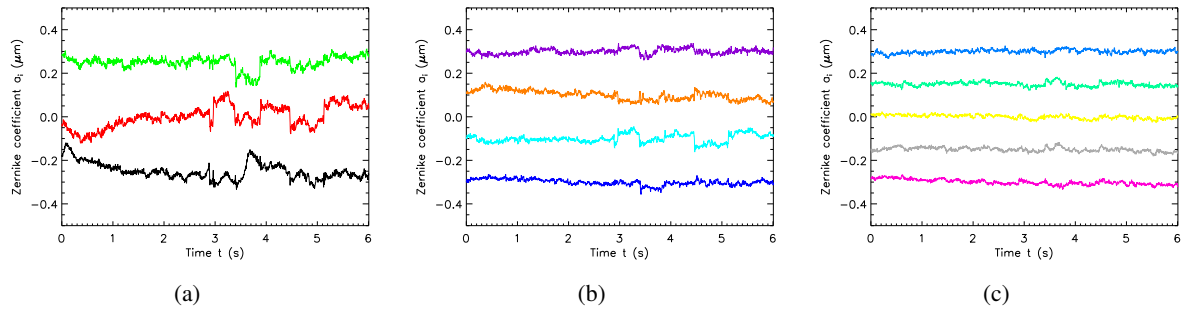


FIGURE 3.16 – Aberrations dynamiques de l’œil 18. (a) Aberrations de l’ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l’ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l’ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

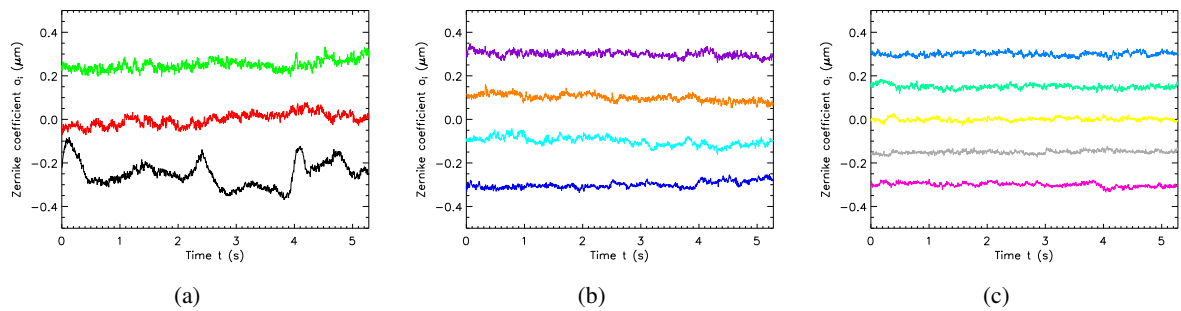


FIGURE 3.17 – Aberrations dynamiques de l’œil 21. (a) Aberrations de l’ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l’ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l’ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

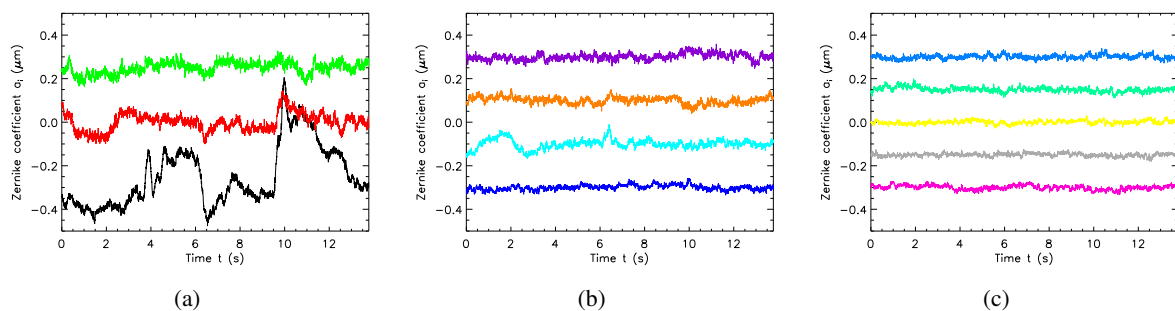


FIGURE 3.18 – Aberrations dynamiques de l'œil 22. (a) Aberrations de l'ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l'ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l'ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

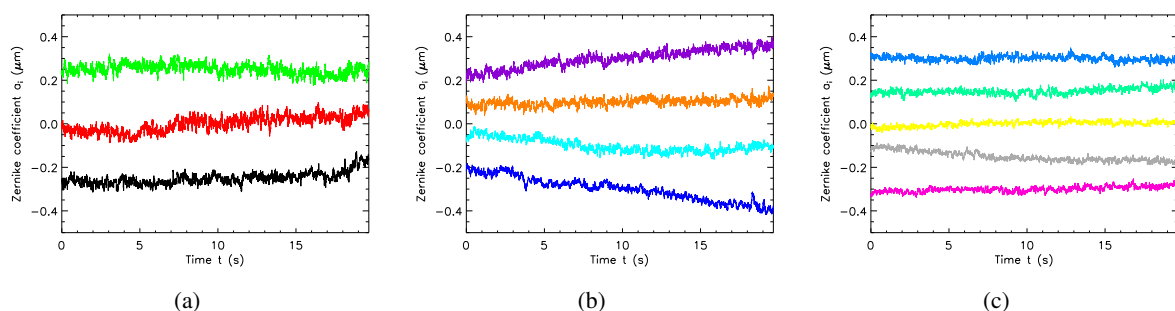


FIGURE 3.19 – Aberrations dynamiques de l'œil 23. (a) Aberrations de l'ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l'ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l'ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

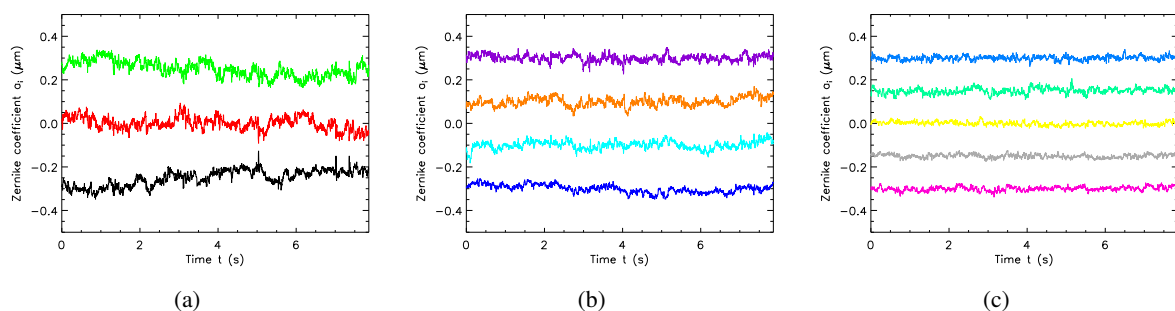


FIGURE 3.20 – Aberrations dynamiques de l'œil 24. (a) Aberrations de l'ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l'ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l'ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

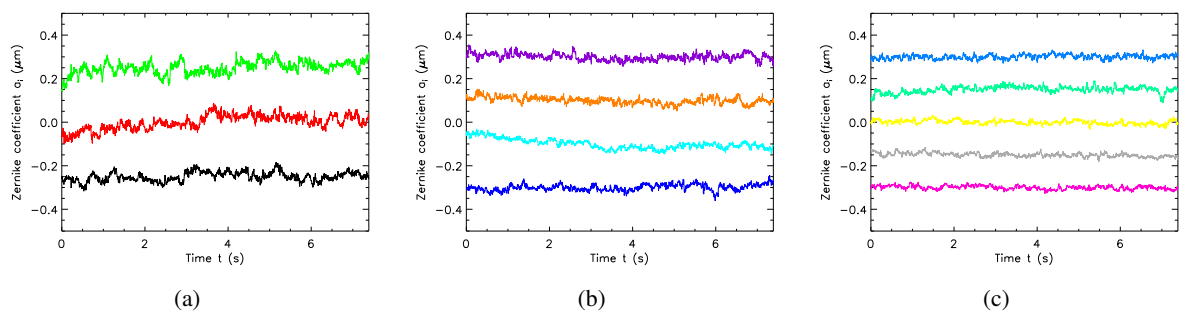


FIGURE 3.21 – Aberrations dynamiques de l'œil 27. (a) Aberrations de l'ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l'ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l'ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

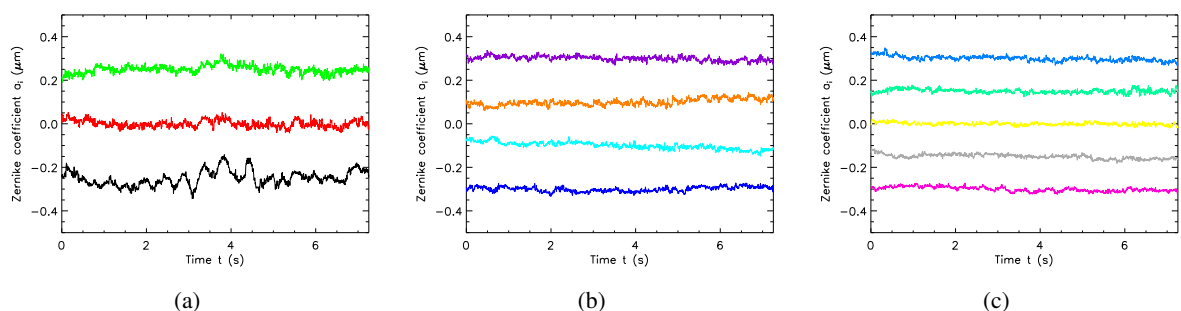


FIGURE 3.22 – Aberrations dynamiques de l'œil 30. (a) Aberrations de l'ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l'ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l'ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

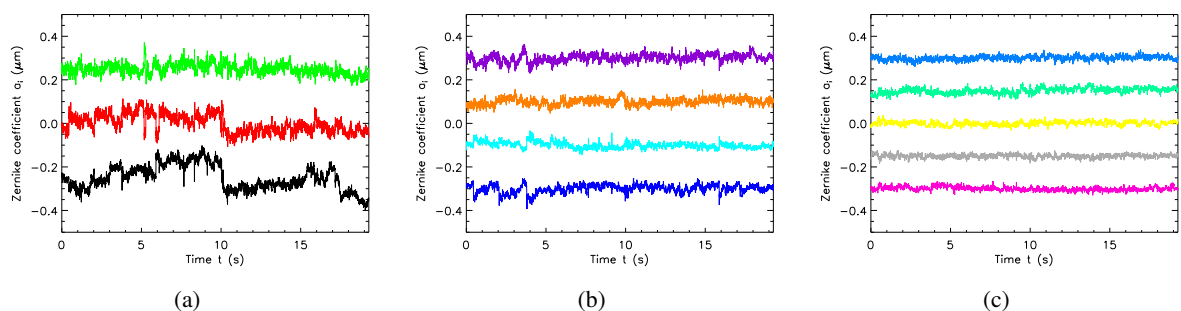


FIGURE 3.23 – Aberrations dynamiques de l'œil 32. (a) Aberrations de l'ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l'ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l'ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

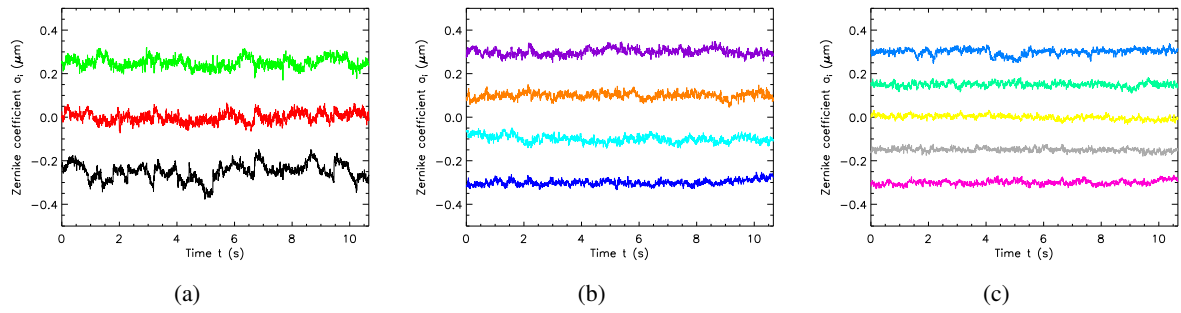


FIGURE 3.24 – Aberrations dynamiques de l'œil 33. (a) Aberrations de l'ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l'ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l'ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

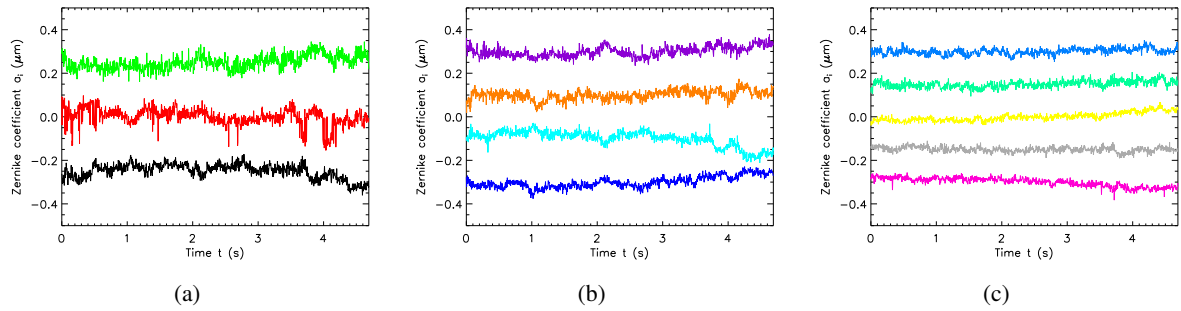


FIGURE 3.25 – Aberrations dynamiques de l'œil 35. (a) Aberrations de l'ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l'ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l'ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

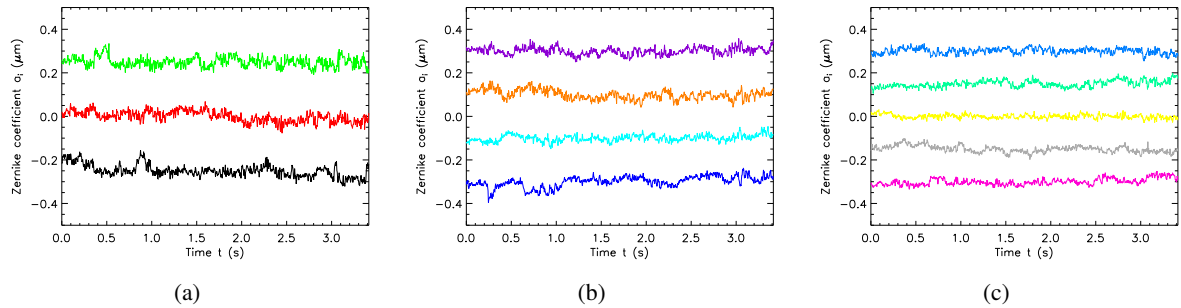


FIGURE 3.26 – Aberrations dynamiques de l'œil 37. (a) Aberrations de l'ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l'ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l'ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

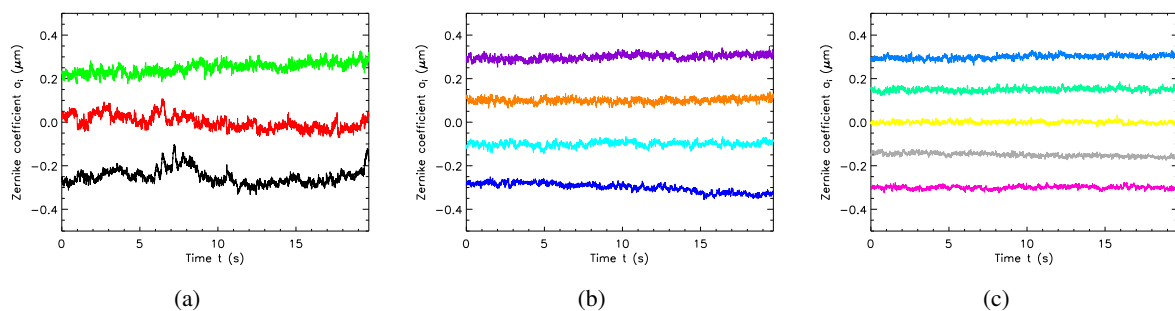


FIGURE 3.27 – Aberrations dynamiques de l'œil 38. (a) Aberrations de l'ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l'ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l'ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

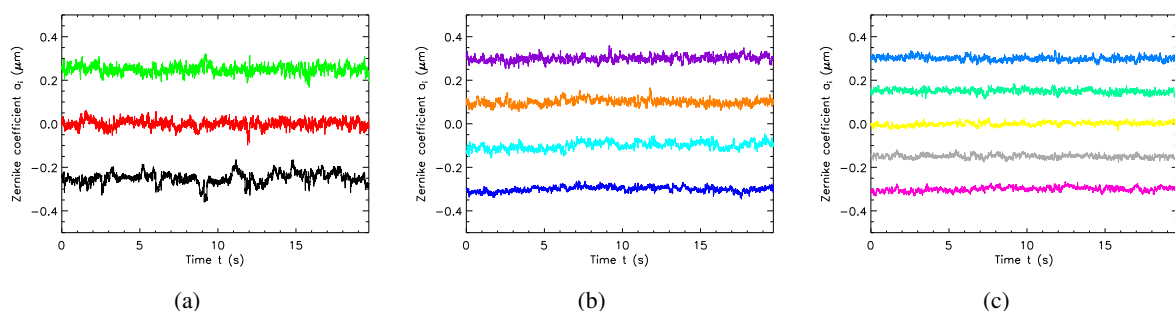


FIGURE 3.28 – Aberrations dynamiques de l'œil 39. (a) Aberrations de l'ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l'ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l'ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

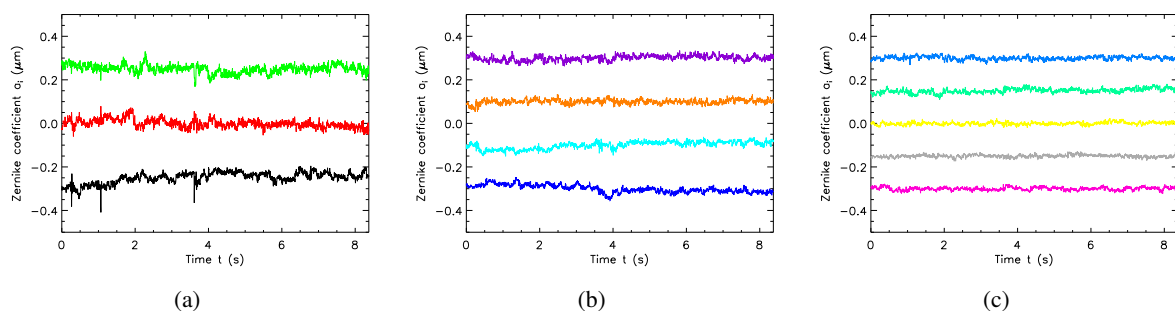


FIGURE 3.29 – Aberrations dynamiques de l'œil 40. (a) Aberrations de l'ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l'ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l'ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

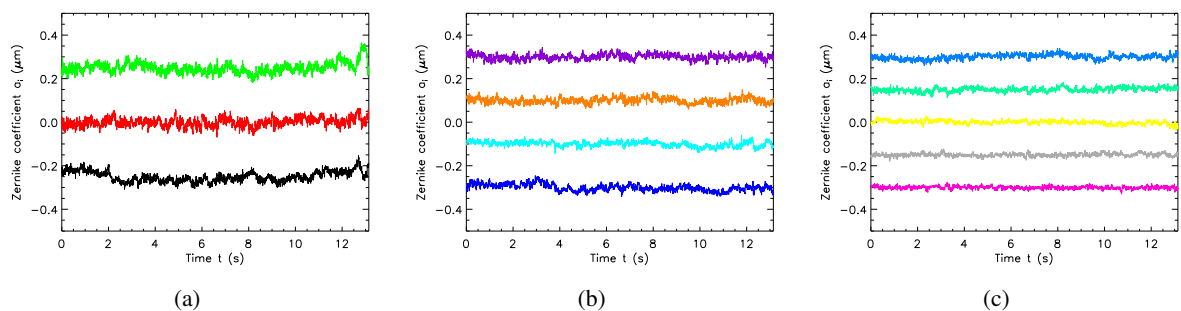


FIGURE 3.30 – Aberrations dynamiques de l’œil 41. (a) Aberrations de l’ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l’ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l’ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

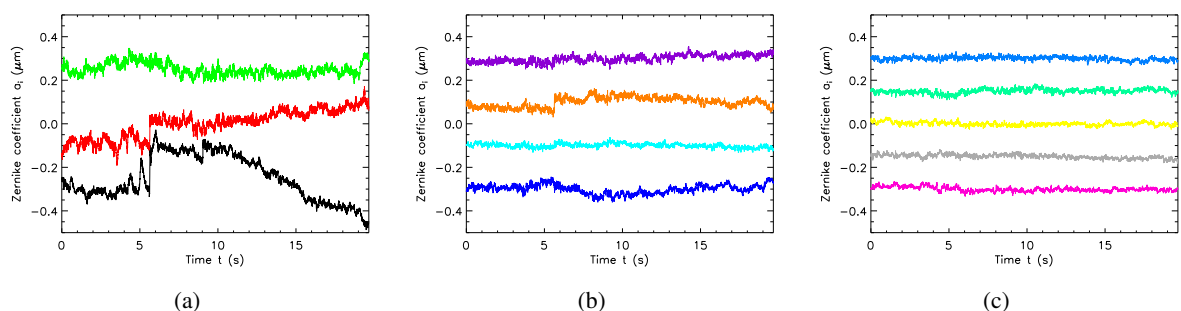


FIGURE 3.31 – Aberrations dynamiques de l’œil 42. (a) Aberrations de l’ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l’ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l’ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

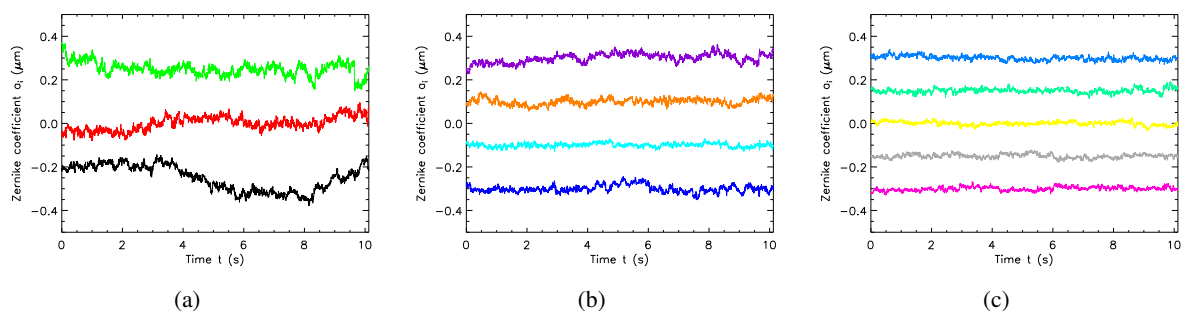


FIGURE 3.32 – Aberrations dynamiques de l’œil 43. (a) Aberrations de l’ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l’ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l’ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

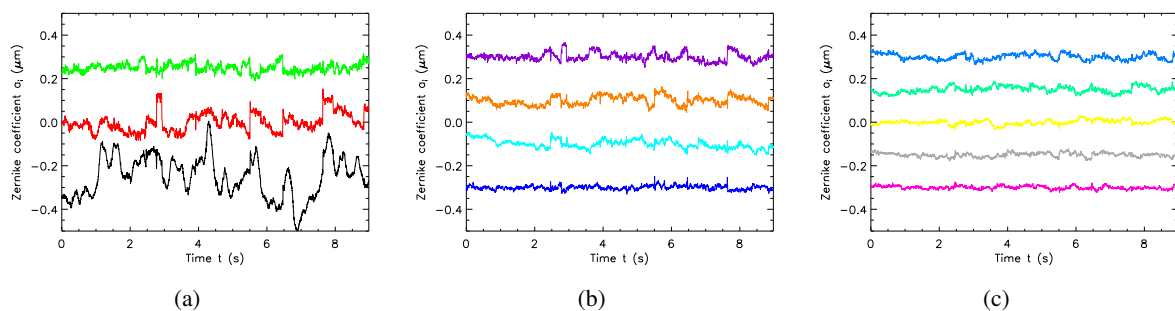


FIGURE 3.33 – Aberrations dynamiques de l’œil 46. (a) Aberrations de l’ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l’ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l’ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

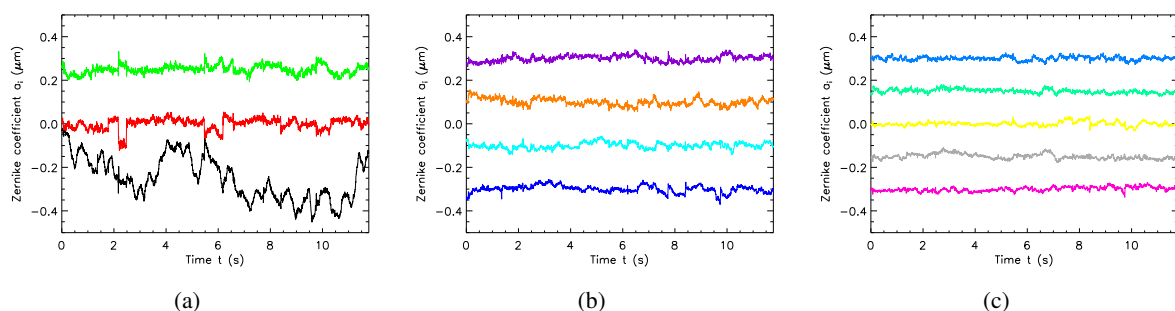


FIGURE 3.34 – Aberrations dynamiques de l’œil 47. (a) Aberrations de l’ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l’ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l’ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

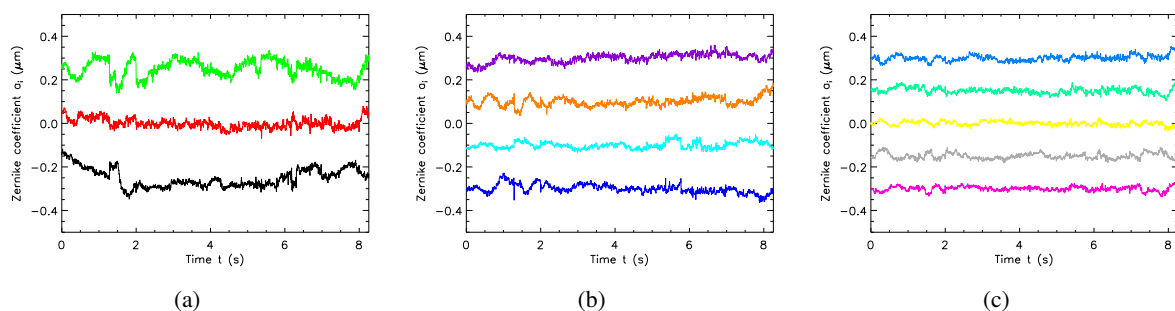


FIGURE 3.35 – Aberrations dynamiques de l’œil 48. (a) Aberrations de l’ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l’ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l’ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

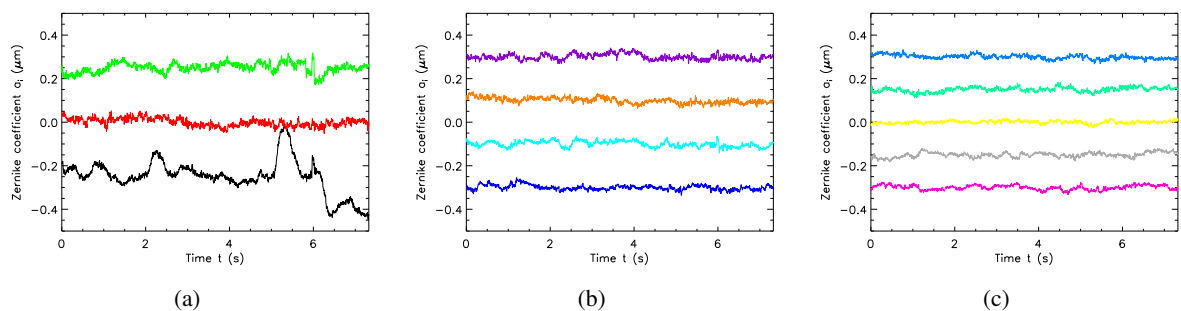


FIGURE 3.36 – Aberrations dynamiques de l’œil 49. (a) Aberrations de l’ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l’ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l’ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

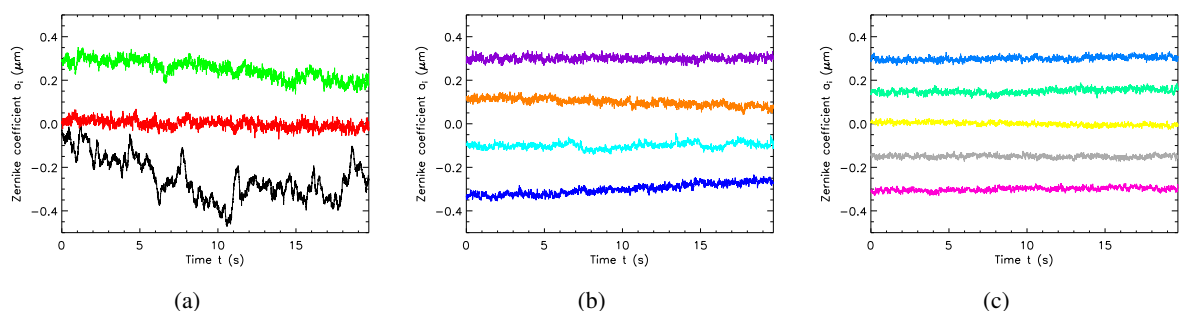


FIGURE 3.37 – Aberrations dynamiques de l’œil 50. (a) Aberrations de l’ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l’ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l’ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

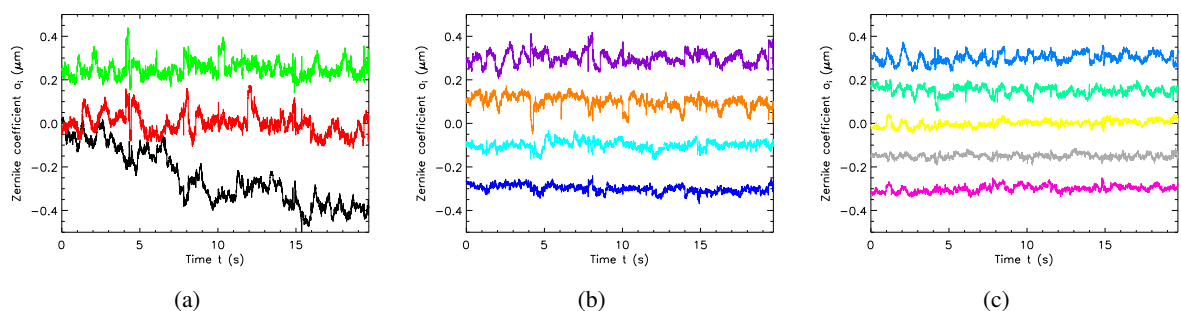


FIGURE 3.38 – Aberrations dynamiques de l’œil 51. (a) Aberrations de l’ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l’ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l’ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

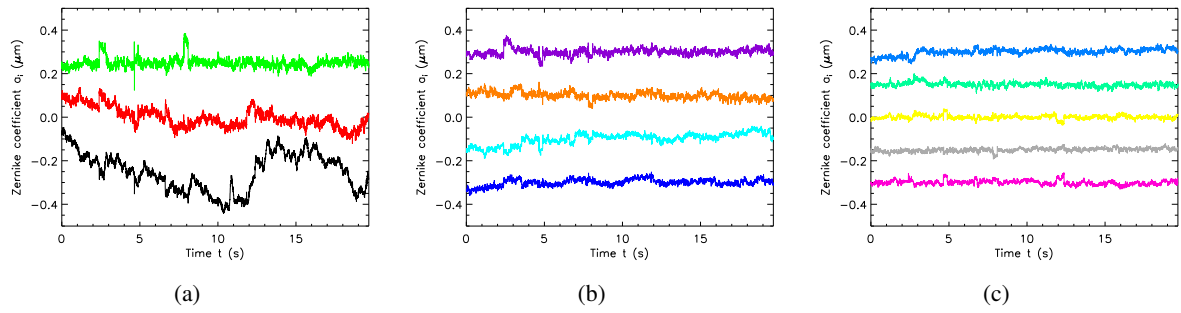


FIGURE 3.39 – Aberrations dynamiques de l’œil 52. (a) Aberrations de l’ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l’ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l’ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

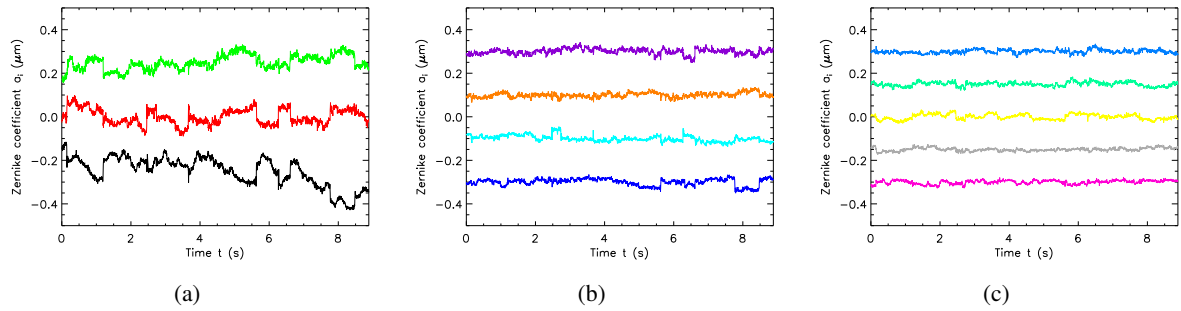


FIGURE 3.40 – Aberrations dynamiques de l’œil 53. (a) Aberrations de l’ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l’ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l’ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

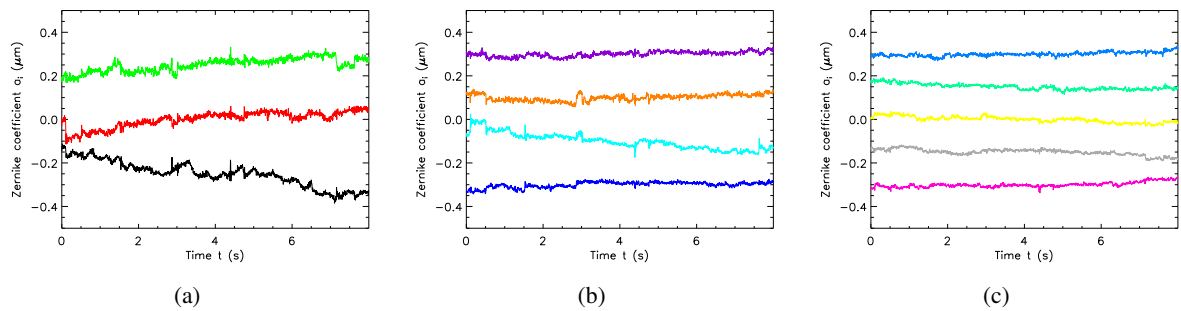


FIGURE 3.41 – Aberrations dynamiques de l’œil 54. (a) Aberrations de l’ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l’ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l’ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

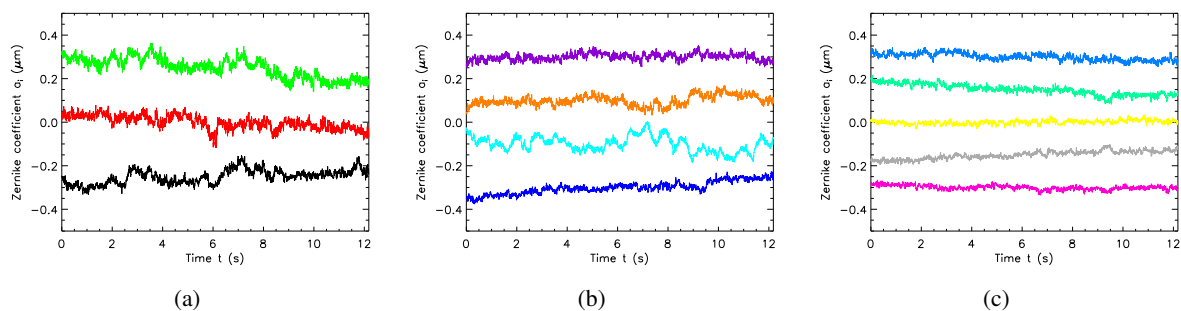


FIGURE 3.42 – Aberrations dynamiques de l'œil 57. (a) Aberrations de l'ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l'ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l'ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

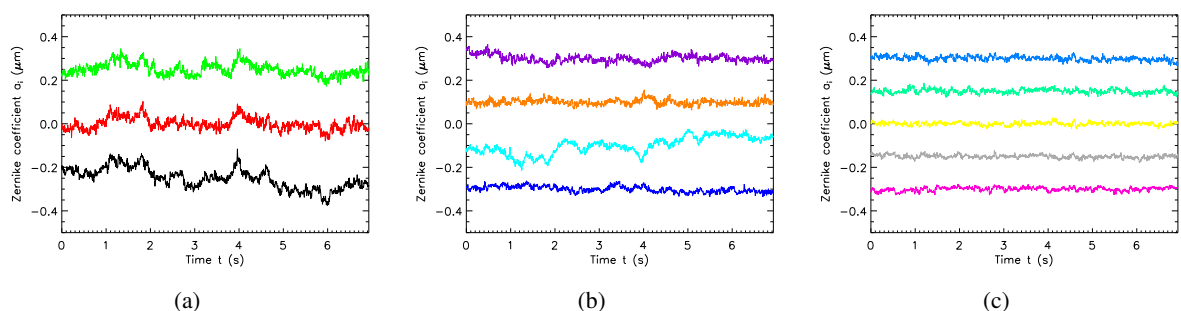


FIGURE 3.43 – Aberrations dynamiques de l'œil 58. (a) Aberrations de l'ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l'ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l'ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

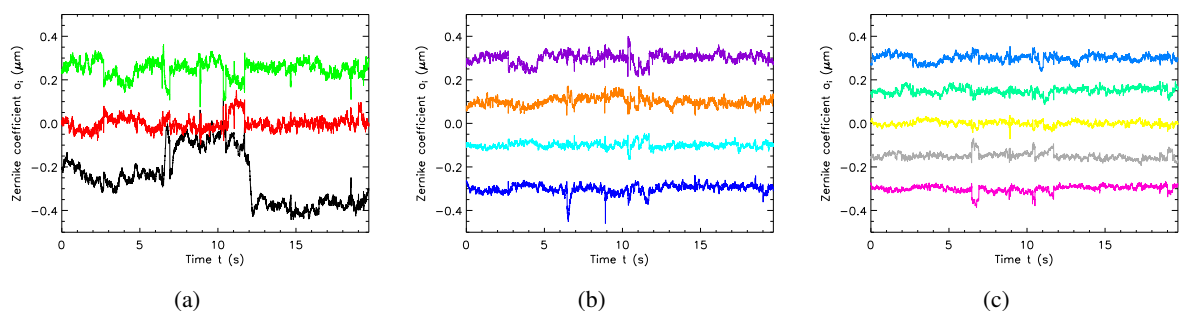


FIGURE 3.44 – Aberrations dynamiques de l'œil 59. (a) Aberrations de l'ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l'ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l'ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

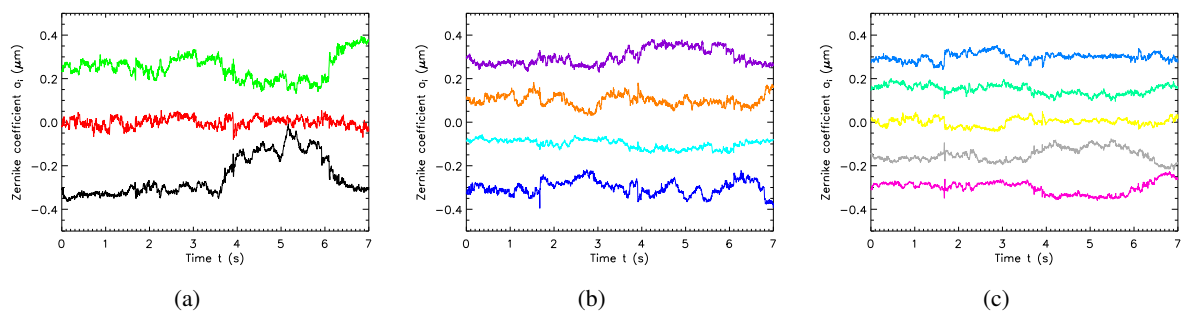


FIGURE 3.45 – Aberrations dynamiques de l’œil 60. (a) Aberrations de l’ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l’ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l’ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

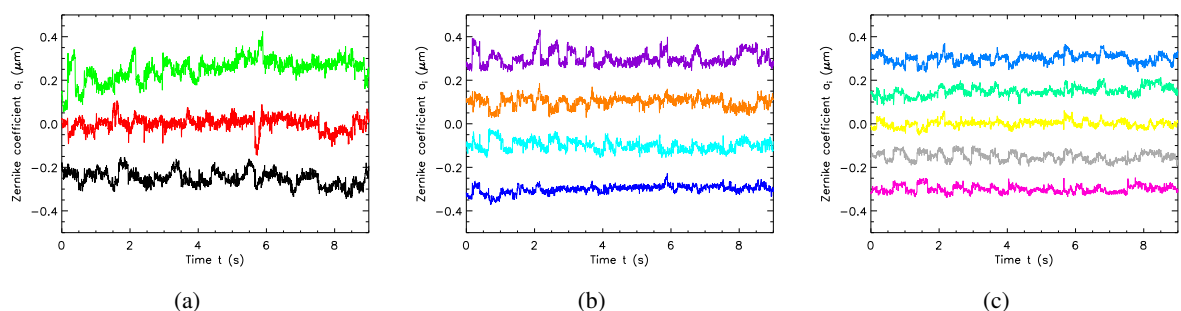


FIGURE 3.46 – Aberrations dynamiques de l’œil 61. (a) Aberrations de l’ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l’ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l’ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

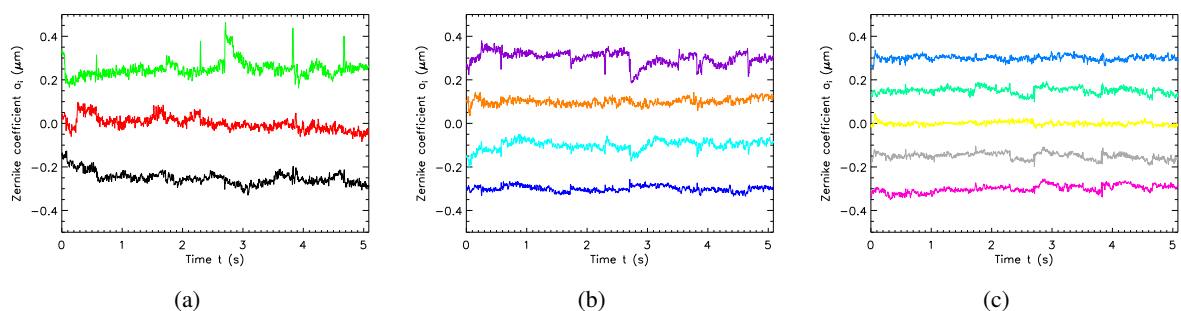


FIGURE 3.47 – Aberrations dynamiques de l’œil 62. (a) Aberrations de l’ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l’ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l’ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

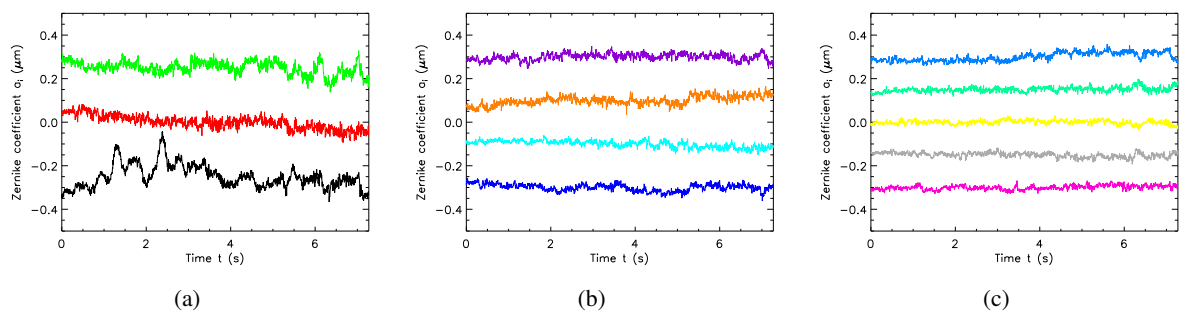


FIGURE 3.48 – Aberrations dynamiques de l’œil 64. (a) Aberrations de l’ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l’ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l’ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

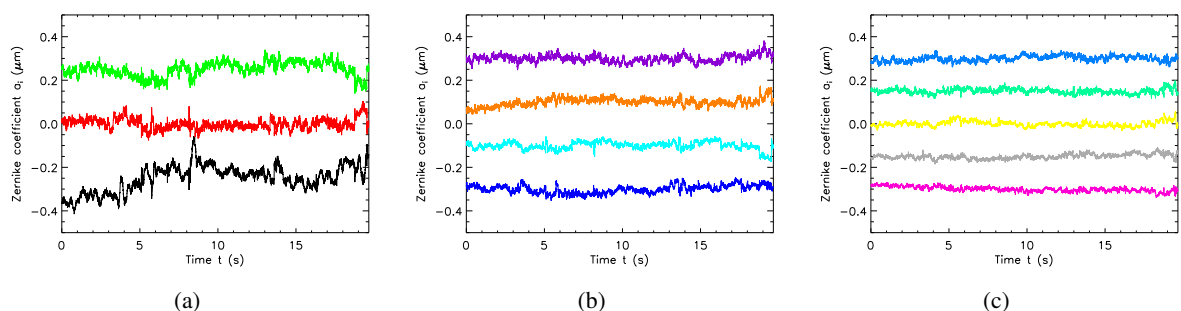


FIGURE 3.49 – Aberrations dynamiques de l’œil 65. (a) Aberrations de l’ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l’ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l’ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

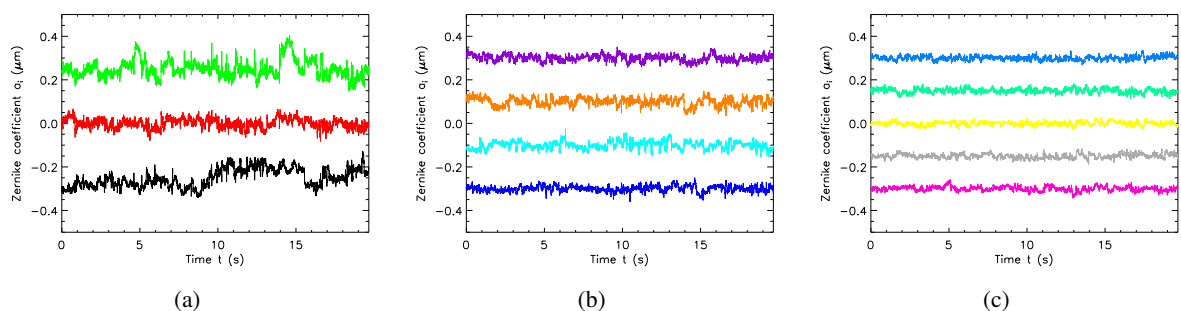


FIGURE 3.50 – Aberrations dynamiques de l’œil 66. (a) Aberrations de l’ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l’ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l’ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

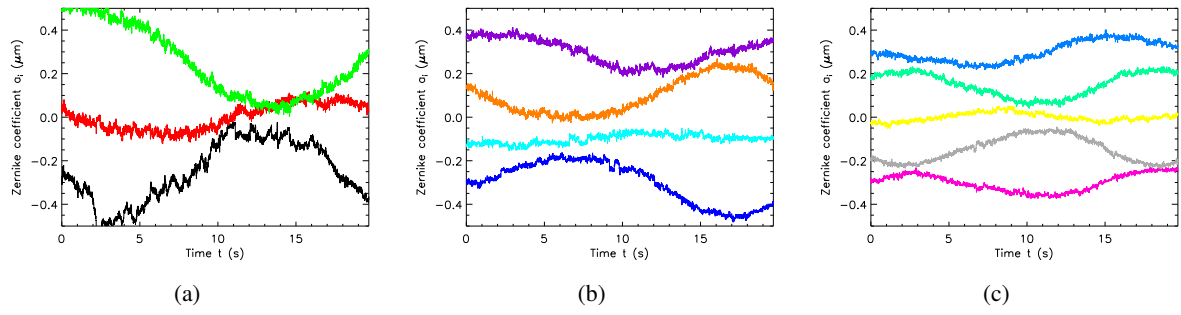


FIGURE 3.51 – Aberrations dynamiques de l’œil 68. (a) Aberrations de l’ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l’ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l’ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

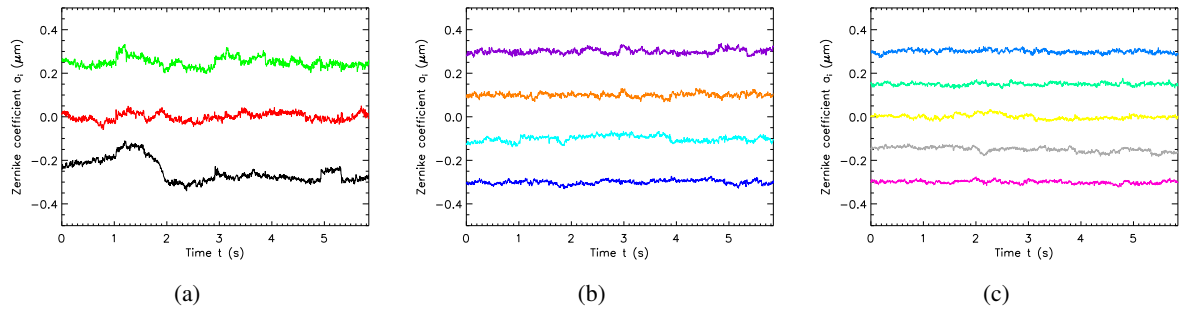


FIGURE 3.52 – Aberrations dynamiques de l’œil 69. (a) Aberrations de l’ordre deux : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert. (b) Aberrations de l’ordre trois : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet. (c) Aberrations de l’ordre quatre : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

3.3 Étude de l'impact des mouvements oculaires dans la dynamique des aberrations sur la population SCRAT1

3.3.1 Mise en évidence qualitative d'une corrélation entre mouvements pupillaires et aberrations dynamiques

En comparant les séries temporelles de mouvements et les séries temporelles d'aberrations, nous nous rendons compte que les variations de grande amplitude (qui se manifestent sous forme d'oscillations, de créneaux ou de pics) ainsi que les dérives lentes du niveau d'aberrations décrites au paragraphe précédent sont parfois très clairement corrélées avec les mouvements de pupille.

Sur les figures 3.53, 3.54 et 3.55, nous présentons sur des séquences choisies les corrélations parmi les plus fortes remarquées sur la population SCRAT1 entre aberrations dynamiques et mouvements de pupille. Nous limitons la durée de ces séquences à 3 s pour voir de près ces variations concomitantes de position pupillaire et de niveau d'aberrations.

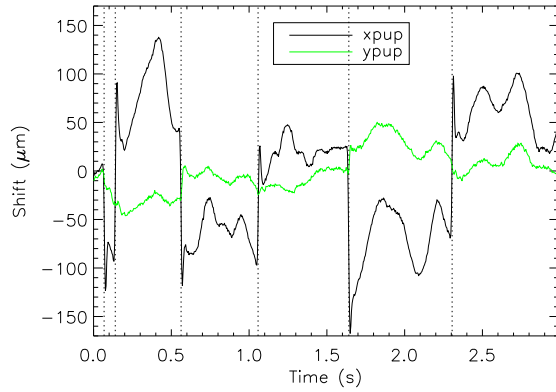
Sur cette sélection de 6 yeux, on observe une nette corrélation entre les micro-saccades (mouvement très rapide de grande amplitude, voir 1.3.1, mises en évidence par les barres verticales en pointillés sur les figures) enregistrées selon l'axe horizontal et les variations du niveau d'aberrations ; on ne peut en revanche pas en dire autant selon l'axe vertical.

La corrélation entre mouvements pupillaires oscillants lents (à quelques Hertz) et variations du niveau d'aberrations est un peu plus difficile à percevoir sur les tracés. Sur l'œil 18, on peut constater une telle corrélation entre le mouvement pupillaire sinusoïdal observé selon l'axe horizontal entre chaque micro-saccade et l'évolution du niveau d'aberrations (voir figure 3.53). Sur l'œil 46, on constate également une telle corrélation sur les 2 premières secondes de la séquence tracée.

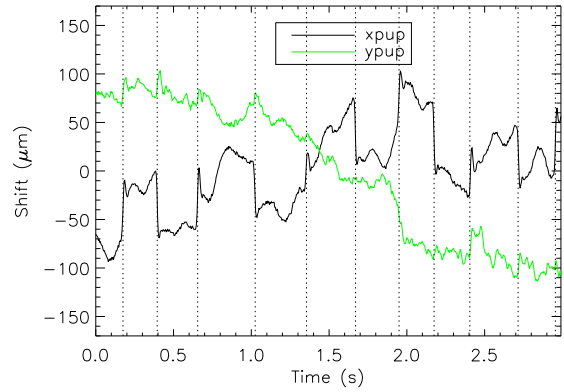
On note également une corrélation entre mouvements de dérive (mouvement très lent et d'amplitude moyenne, voir 1.3.1) et variations du niveau d'aberrations, que l'on peut voir sur l'œil 54 qui subit une dérive en x sur [0.1 s, 2.4 s] corrélée avec une augmentation, au premier ordre linéaire, du niveau d'astigmatisme oblique et du niveau de coma horizontale (voir figure 3.54).

Sur les ordres radiaux 2 et 3, tous les modes semblent plus ou moins touchés par la corrélation. Sur le deuxième ordre radial, la corrélation la plus forte peut être observée sur l'astigmatisme oblique et sur le troisième, sur la coma horizontale.

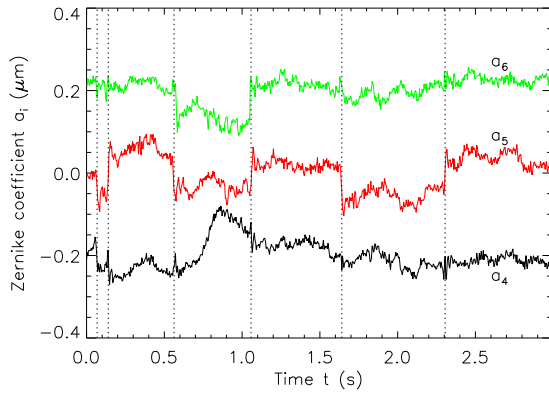
Ces quelques exemples mettent en évidence une corrélation entre mouvements de pupille et aberrations dynamiques. Il s'agit maintenant de déterminer si les variations relevées sur le niveau d'aberrations s'expliquent par les mouvements de pupille observés.



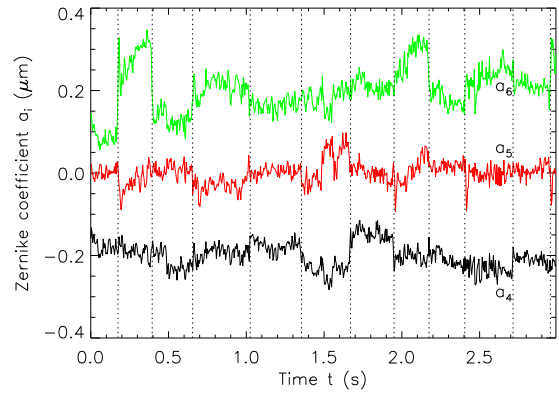
(a) Mouvements pupillaires



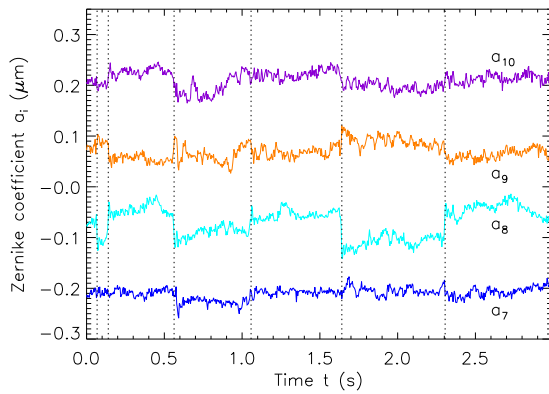
(b) Mouvements pupillaires



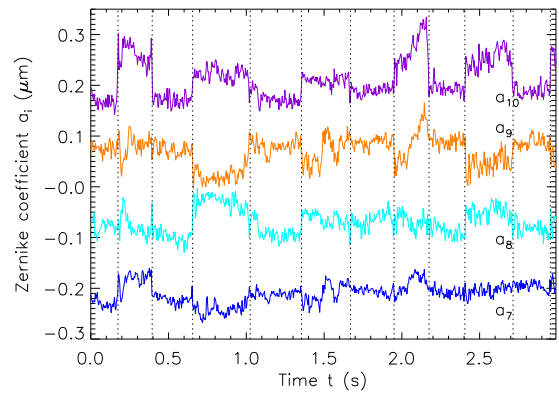
(c) Aberrations du 2-ième ordre radial



(d) Aberrations du 2-ième ordre radial

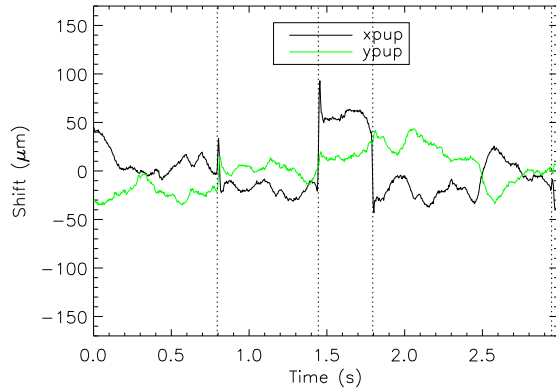


(e) Aberrations du 3-ième ordre radial

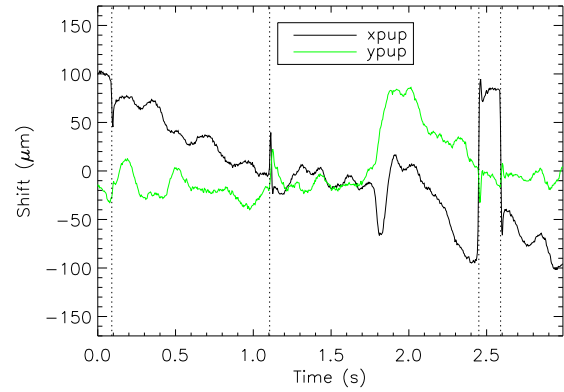


(f) Aberrations du 3-ième ordre radial

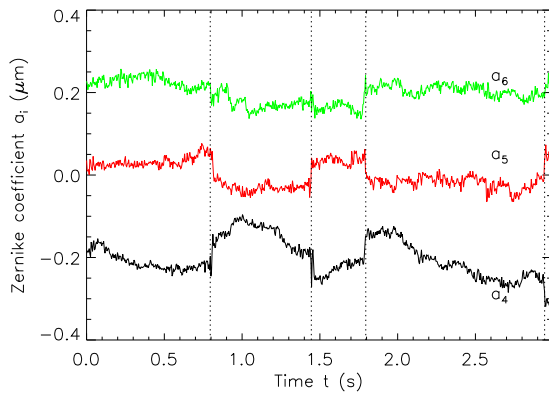
FIGURE 3.53 – Mise en évidence d’une corrélation entre mouvements pupillaires et aberrations dynamiques. (a), (c), (e) concernent l’œil 18. (b), (d), (f) concernent l’œil 61. Les moments où les microsaccades surviennent sont marqués par les barres verticales en pointillés.



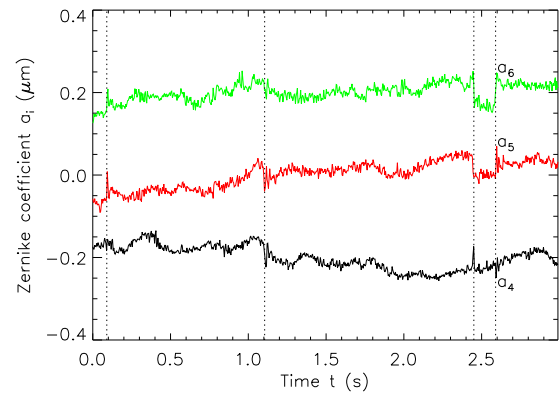
(a) Mouvements pupillaires



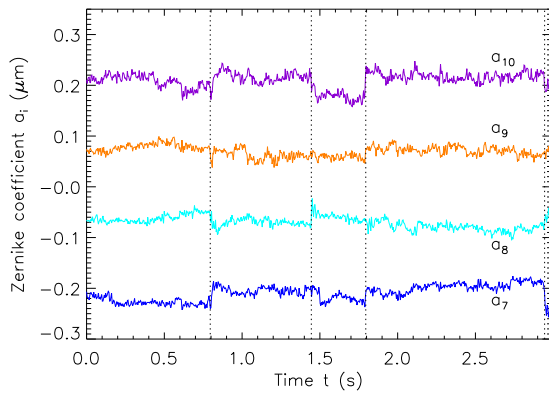
(b) Mouvements pupillaires



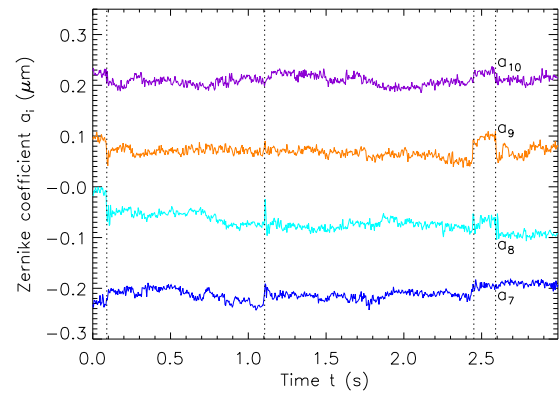
(c) Aberrations du 2-ième ordre radial



(d) Aberrations du 2-ième ordre radial

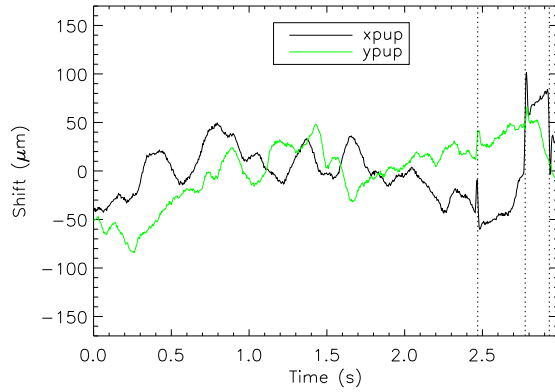


(e) Aberrations du 3-ième ordre radial

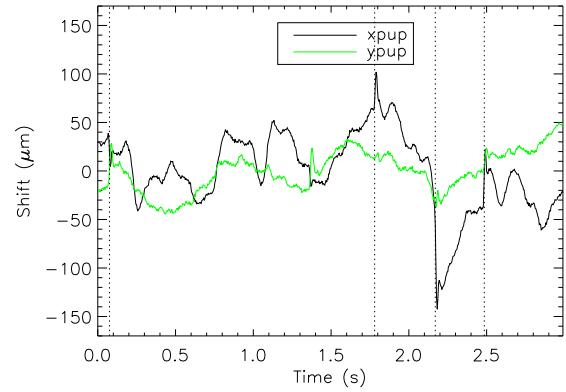


(f) Aberrations du 3-ième ordre radial

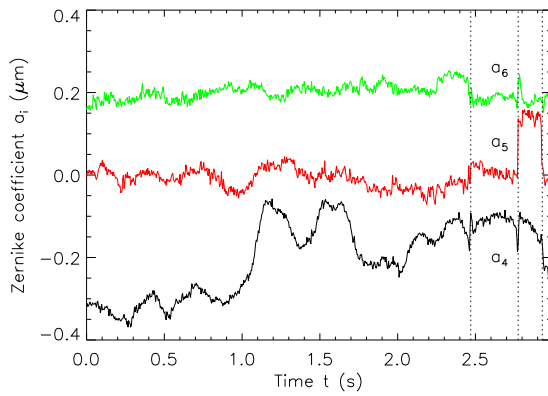
FIGURE 3.54 – Mise en évidence d’une corrélation entre mouvements pupillaires et aberrations dynamiques. (a), (c), (e) concernent l’œil 53. (b), (d), (f) concernent l’œil 54. Les moments où les microsaccades surviennent sont marqués par les barres verticales en pointillés.



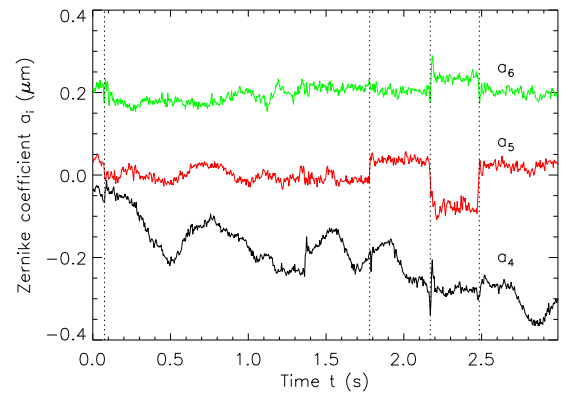
(a) Mouvements pupillaires



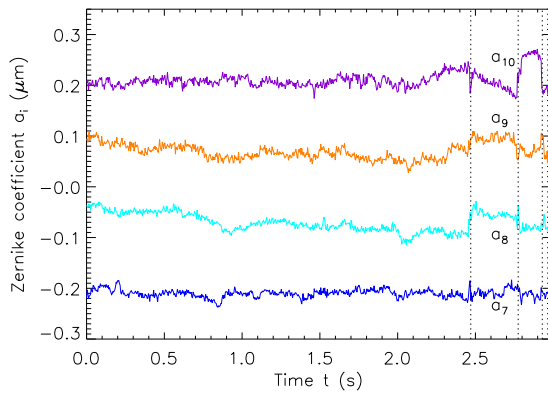
(b) Mouvements pupillaires



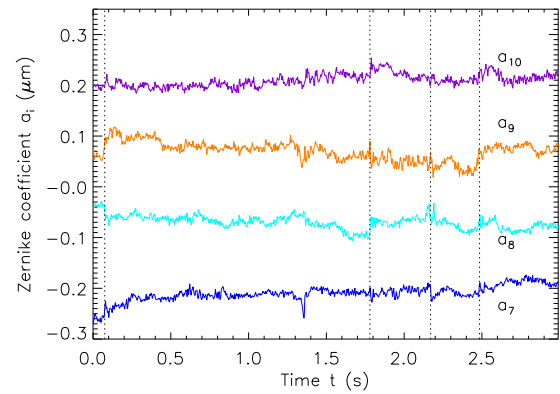
(c) Aberrations du 2-ième ordre radial



(d) Aberrations du 2-ième ordre radial



(e) Aberrations du 3-ième ordre radial



(f) Aberrations du 3-ième ordre radial

FIGURE 3.55 – Mise en évidence d’une corrélation entre mouvements pupillaires et aberrations dynamiques. (a), (c), (e) concernent l’œil 46. (b), (d), (f) concernent l’œil 47. Les moments où les microsaccades surviennent sont marqués par les barres verticales en pointillés.

3.3.2 Évaluation de la contribution des mouvements pupillaires dans la dynamique des aberrations

Impact du décentrement pupillaire sur la mesure des aberrations

La mesure des aberrations oculaires est sensible au centrage de la pupille d'analyse. Si la pupille d'analyse est fixe par rapport à l'ASO alors que l'œil bouge (situation représentée sur la figure 3.56), des aberrations générées par le décentrement de la pupille d'analyse par rapport à celle de l'œil peuvent être induites.

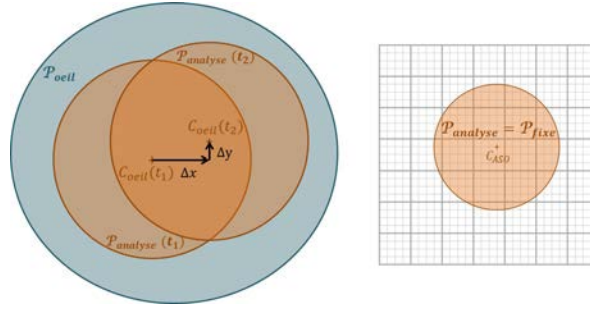


FIGURE 3.56 – Définition de la pupille d'analyse en l'absence de suivi pupillaire : la pupille est fixe sur l'ASO ($\mathcal{P}_{analyse} = \mathcal{P}_{fixe}$) et se déplace par rapport à la pupille de l'œil $\mathcal{P}_{œil}$ lorsque l'œil bouge.

Supposons un décentrement $(-\Delta x, -\Delta y)$ de la pupille, alors chaque polynôme de Zernike se réécrit comme suit :

$$Z_i(x + \Delta x, y + \Delta y) = Z_i(x, y) + \frac{\partial Z_i}{\partial x} \cdot \Delta x + \frac{\partial Z_i}{\partial y} \cdot \Delta y \quad (3.2)$$

Sachant que les dérivées partielles d'un polynôme de Zernike d'ordre n s'expriment comme une combinaison linéaire de polynômes de Zernike d'ordres inférieurs [Noll, 1976], on en déduit que chaque mode suite à un décentrement de la pupille génère des aberrations d'ordres inférieurs.

La figure 3.57 illustre le cas d'un décentrement horizontal d'une aberration sphérique pure. Nous avons

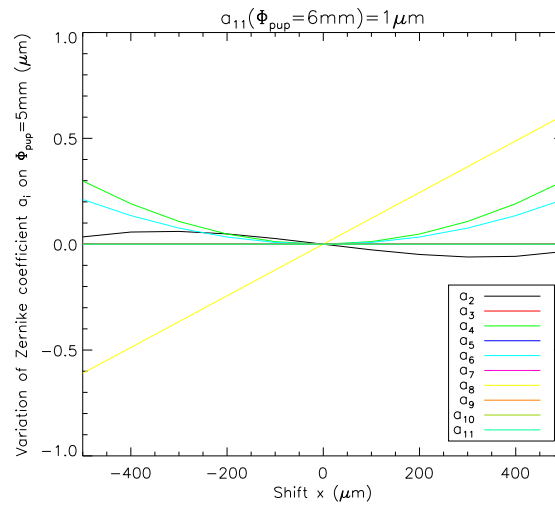


FIGURE 3.57 – Effet d'un décentrement horizontal de la pupille sur une aberration sphérique pure.

considéré une aberration sphérique de $1\text{ }\mu\text{m}$ sur une pupille de 6 mm et avons étudié le niveau d'aberrations sur une pupille de 5 mm décentrée en x de -0.5 mm à 0.5 mm . On peut voir sur le graphe que le décentrement horizontal amène de la coma horizontale (a_8), de l'astigmatisme vertical (a_6) et du défocus (a_4), en plus de l'aberration sphérique qui vaut $0.48\text{ }\mu\text{m}$ sur une pupille de 5 mm. Pour un déplacement de $200\text{ }\mu\text{m}$ (soit environ l'amplitude maximale des micro-saccades observées sur les exemples donnés figures 3.53 à 3.55), la coma horizontale introduite s'élève à $0.24\text{ }\mu\text{m}$.

Ces variations induites par le décentrement pupillaire peuvent paraître très importantes, mais elles doivent être mises en regard de l'amplitude des aberrations de hauts ordres² constatées sur l'œil. Pour ce qui est de l'aberration sphérique, celle-ci ne vaut que $0.06\text{ }\mu\text{m}$ en moyenne sur une pupille de 5 mm. Nous précisons sur la figure 3.58 la WFE associée aux aberrations de hauts ordres sur chaque œil de la sous-population SCRAT1, dans l'optique de déceler les yeux sur lesquels les mouvements de pupille pourraient induire les variations d'aberrations les plus importantes. Les aberrations introduites par

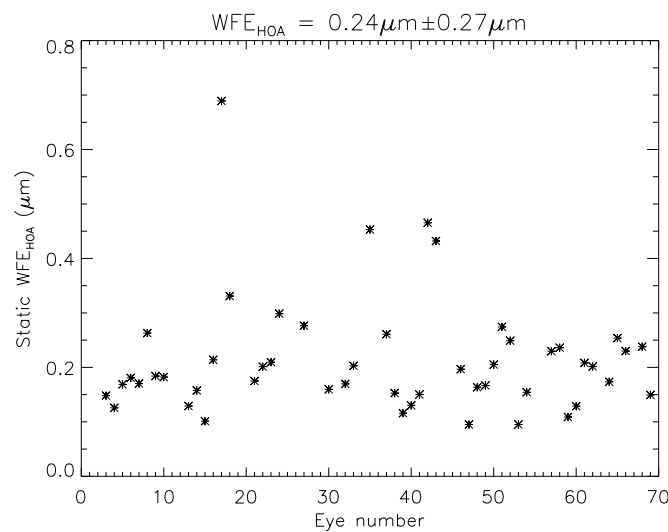


FIGURE 3.58 – Aberrations de hauts ordres de la sous-population SCRAT1 de 50 yeux mesurées sur le biomètre SCRAT1 sur une pupille de 5 mm sur la séquence d'analyse de 3.4 s. La moyenne sur la population indiquée au dessus de la figure est calculée comme la racine de la moyenne des $SWFE_{HOA}$ sur la population.

le décentrement pupillaire étant également fonction de l'amplitude des mouvements pupillaires, nous donnons sur la figure 3.59 l'amplitude PV des mouvements pupillaires observés sur l'ensemble de la population SCRAT1 sur les séquences d'analyse de 3.4 s. L'amplitude PV moyenne sur la population SCRAT1 est de $223\text{ }\mu\text{m} \pm 95\text{ }\mu\text{m}$ selon l'axe horizontal et de $134\text{ }\mu\text{m} \pm 68\text{ }\mu\text{m}$ selon l'axe vertical. La population SCRAT1 compte 11 très bons fixateurs présentant des mouvements en x/y inférieurs à $150\text{ }\mu\text{m}$, qui sont sans doute les moins susceptibles de présenter des variations d'aberrations élevées causées par le décentrement pupillaire (sauf si leurs aberrations statiques de hauts ordres sont très importantes).

Pour se rendre compte de l'amplitude effective des aberrations oculaires pouvant être générées par un décentrement selon l'amplitude des mouvements pupillaires et des aberrations de hauts ordres, nous considérons un des exemples présentés en 3.3.1, l'œil 46 (voir figure 3.55e), et simulons à partir de sa phase statique et de la série temporelle de ses mouvements pupillaires, les variations d'aberrations introduites par ses mouvements pupillaires. Les résultats obtenus sont illustrés sur l'astigmatisme

2. Les aberrations du second ordre, défocus et astigmatismes, vont seulement générer du tip/tilt (ordre 1) suite à un décentrement de la pupille, donc elles ne nous intéressent pas.

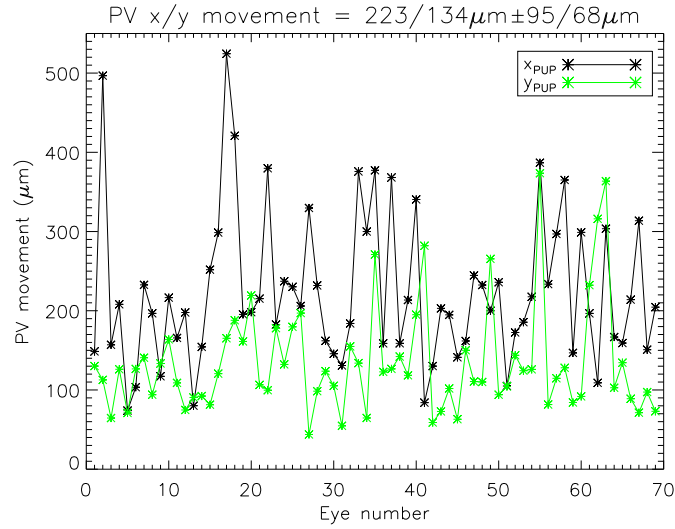


FIGURE 3.59 – Amplitude PV des mouvements pupillaires de la population SCRAT1 sur la séquence d’analyse de 3.4 s à 236 Hz. Pour information, une microlentille de l’ASO du biomètre SCRAT1 représente $320\text{ }\mu\text{m}$ sur l’œil, la plupart des mouvements observés est donc inférieure à la taille d’une microlentille.

oblique (a_5), que l’on avait noté très corrélé au mouvement horizontal sur cet œil, sur la figure 3.60 où est montrée la série temporelle d’astigmatisme oblique obtenue à l’issue de la simulation effectuée à partir de la phase statique en regard de la série temporelle d’astigmatisme oblique, précédemment présentée, observée sur une pupille d’analyse fixe sur l’ASO. Les aberrations dynamiques induites

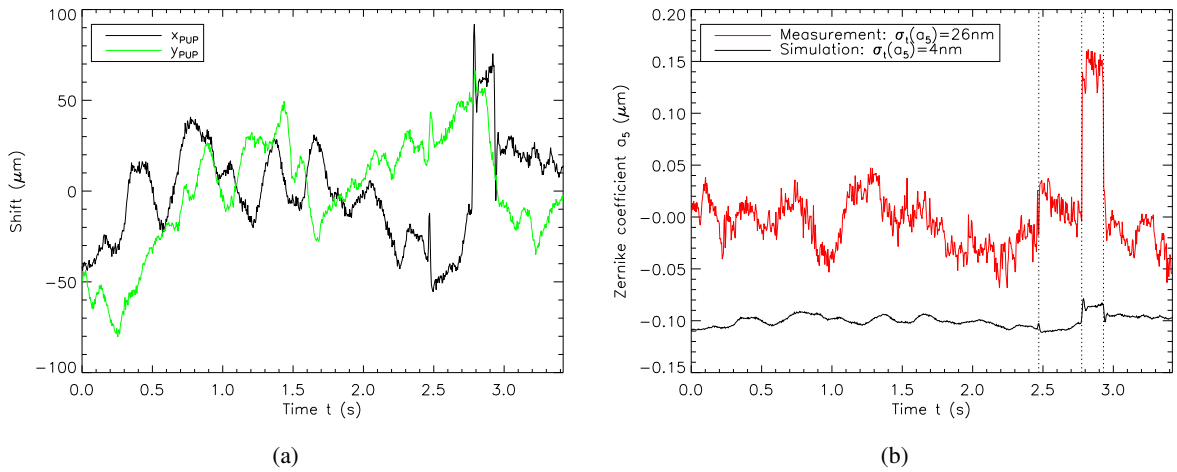


FIGURE 3.60 – Comparaison sur l’œil 46 des aberrations dynamiques mesurées avec les aberrations dynamiques simulées à partir de la phase statique et des mouvements pupillaires observés. (a) Mouvements pupillaires observés. (b) Aberrations dynamiques mesurées en rouge et simulées en noir.

par le déplacement de la phase statique suivant les mouvements pupillaires (courbe noire) sont très inférieures aux aberrations dynamiques réellement mesurées (courbe rouge), en particulier au niveau de la grosse micro-saccade indiquée par la deuxième barre verticale en pointillés vers $t = 2.8\text{ s}$, ce qui tend

à montrer que les variations d'aberrations concomitantes à des mouvements pupillaires constatées sur l'œil ne s'expliquent pas uniquement par un déplacement de la phase statique suivant les mouvements pupillaires en x/y observés.

Nous allons examiner cela en analysant les aberrations mesurées sur une pupille d'analyse suivie (situation représentée sur la figure 3.61) selon la méthode exposée en 2.7.3.

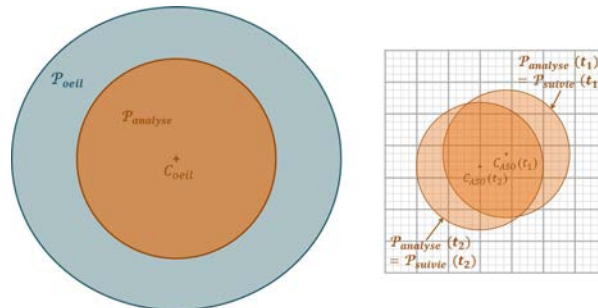


FIGURE 3.61 – Définition de la pupille d'analyse dans le cas du suivi pupillaire : la pupille est fixe sur l'œil et se déplace par rapport à l'ASO ($P_{analyse} = P_{suivie}$).

Retour sur les exemples du 3.3.1

Hormis sur l'œil 18 sur lequel l'impact du suivi pupillaire est assez conséquent, le suivi pupillaire semble avoir très peu d'effets sur l'amplitude des aberrations dynamiques mesurées sur les 6 séries temporelles présentées en 3.3.1. Nous exposons sur les figures 3.63, 3.64 et 3.65 les aberrations dynamiques mesurées sur la pupille suivie en regard des aberrations mesurées sur la pupille fixe (sans suivi) pour 3 des 6 séries temporelles.

Sur l'œil 18, suite au suivi, une atténuation importante des aberrations dynamiques est notée sur la coma horizontale (a_8) et l'astigmatisme oblique (a_5) ; une très légère atténuation est relevée sur l'astigmatisme vertical (a_6), le trefoil vertical (a_9) et le trefoil oblique (a_{10}) ; aucun effet n'est constaté sur la coma verticale (a_7).

Plusieurs facteurs font de l'œil 18 un cas « à part » et expliquent certainement qu'un impact du suivi pupillaire fort soit observé sur cet œil. Tout d'abord, parmi les 6, c'est l'œil qui subit les micro-saccades de plus grande amplitude (voir tracés pupillaires en 3.3.1 ou figure 3.59). D'autre part, cet œil a subi une opération de chirurgie réfractive au LASIK et c'est l'œil qui a les aberrations de hauts ordres les plus élevées des 6 yeux étudiés (voir figure 3.58).

Sur l'œil 46, auquel nous nous sommes intéressés au paragraphe précédent, nous notons une très légère diminution de l'astigmatisme oblique suite au suivi pupillaire au niveau de la grosse micro-saccade repérée vers $t = 2.8$ s, ce qui est cohérent avec les résultats de simulation obtenus à partir de la phase statique et de la série temporelle de mouvements sur l'estimation de la contribution des mouvements pupillaires dans la dynamique des aberrations (voir figure 3.60). Nous comparons sur la figure 3.62 les séries temporelles d'astigmatisme oblique obtenues avec suivi pupillaire (courbe verte), sans suivi pupillaire (courbe rouge) et par la simulation réalisée à partir de la phase statique et de la séquence de mouvements pupillaires (courbe noire). Au niveau de la grosse micro-saccade vers $t = 2.8$ s (indiquée par la deuxième barre verticale en pointillés), on constate bien une légère diminution de l'amplitude de la variation du niveau d'aberrations en accord avec l'amplitude de la variation prédite par le déplacement de la phase statique de l'œil 46 suivant ses mouvements pupillaires. En effet, en additionnant la variation observée avec suivi avec la variation induite par les mouvements pupillaires prédite à partir de la phase statique, on retrouve bien la variation observée sans suivi. Au niveau de la première micro-saccade vers

$t = 2.5$ s (indiquée par la première barre verticale en pointillés), on relève une légère amplification du niveau d'aberrations suite au suivi. Cette variation est encore une fois expliquée par la variation induite par les mouvements pupillaires prédite par le déplacement de la phase statique qui est, au niveau de cette micro-saccade, très légèrement négative par rapport à la valeur moyenne.

Ces résultats confirment ce qu'on a pressenti en 3.3.2 : les mouvements pupillaires horizontaux et verticaux n'expliquent qu'une très faible part de la variation du niveau d'aberrations observée suite à un mouvement oculaire.

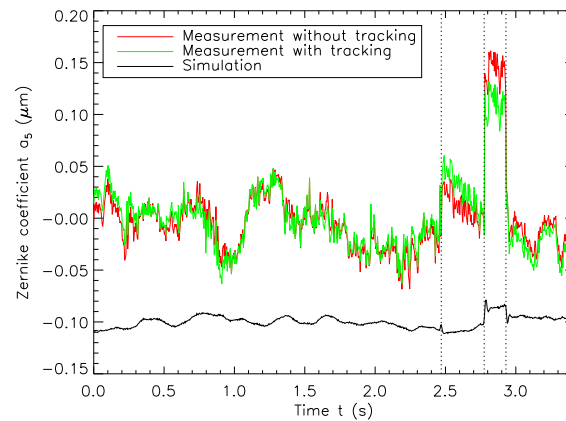
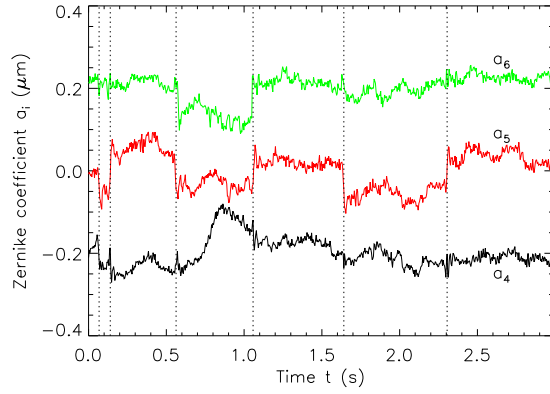
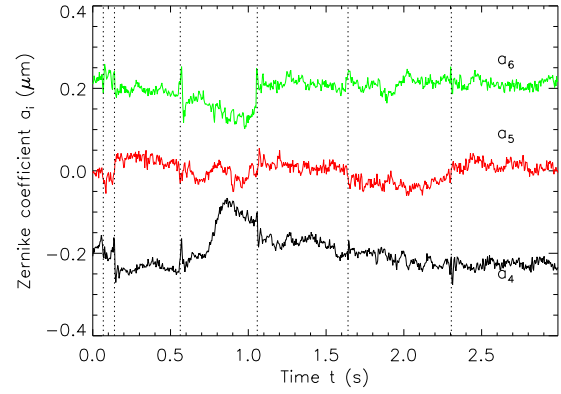


FIGURE 3.62 – Comparaison sur l'œil 46 des aberrations dynamiques mesurées avec suivi pupillaire, sans suivi pupillaire et des aberrations dynamiques simulées à partir de la phase statique et des mouvements pupillaires observés. Au niveau des micro-saccades indiquées par les lignes en pointillés, les aberrations mesurées avec suivi (en vert) se déduisent de la soustraction

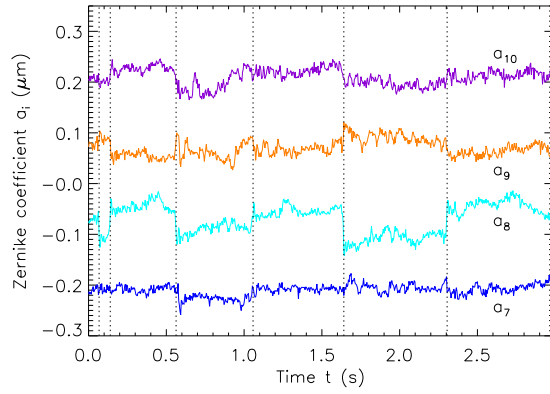
Nous allons maintenant quantifier statistiquement la contribution des mouvements pupillaires dans la dynamique des aberrations, en examinant le niveau d'aberrations dynamiques relevé avec et sans suivi pupillaire sur l'ensemble de la sous-population SCRAT1 de 50 yeux.



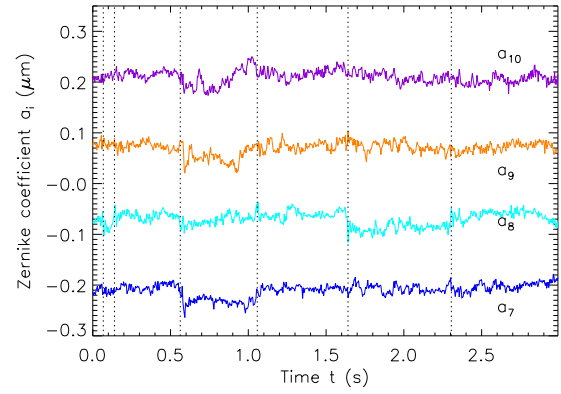
(a) Sans suivi



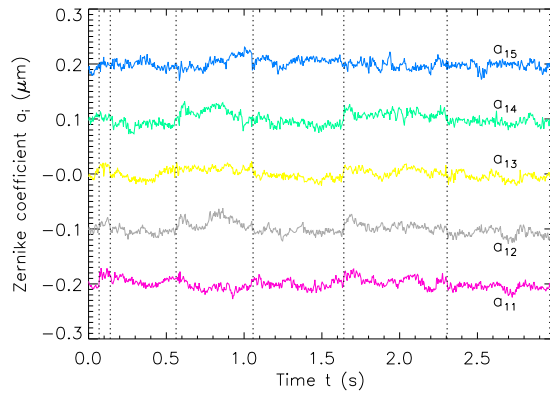
(b) Avec suivi



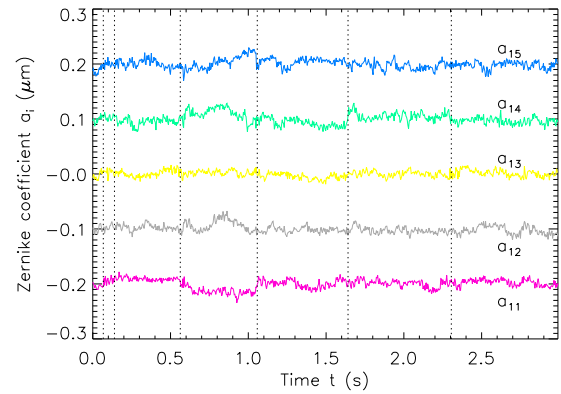
(c) Sans suivi



(d) Avec suivi

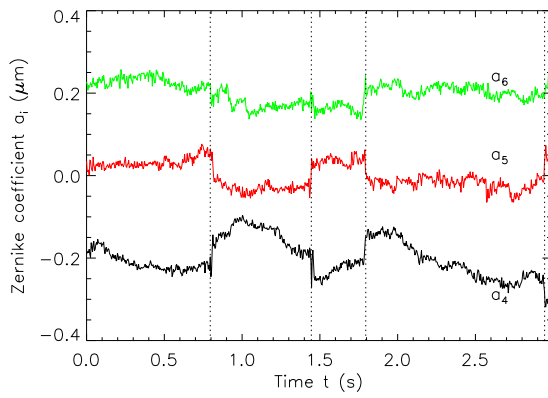


(e) Sans suivi

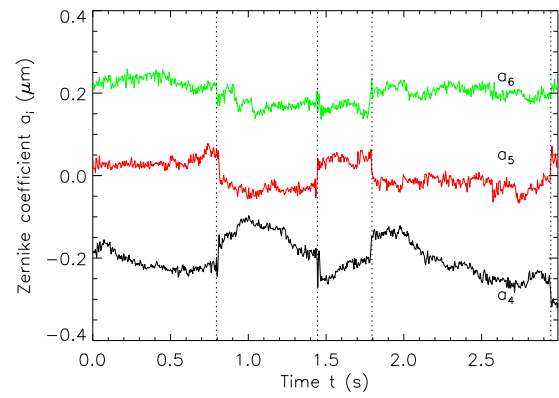


(f) Avec suivi

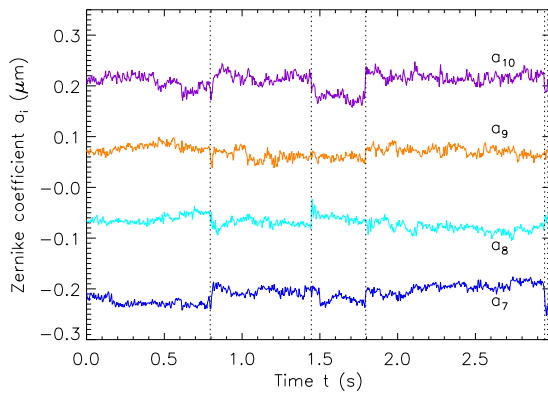
FIGURE 3.63 – Aberrations dynamiques de l'œil 18 sans suivi (a), (c), (e) et avec suivi (b), (d), (f). (a) et (b) montrent les aberrations du deuxième ordre radial : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert ; (c) et (d) les aberrations du troisième ordre radial : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet ; (e) et (f) les aberrations du quatrième ordre radial : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.



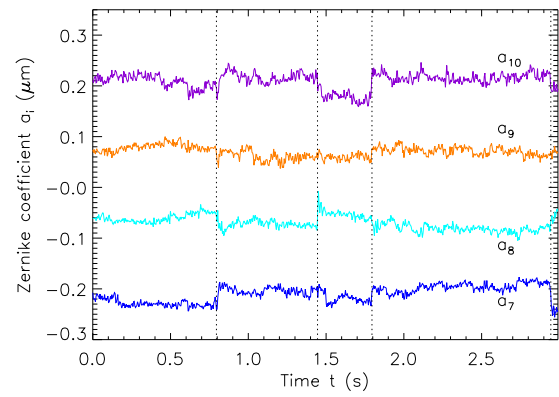
(a) Sans suivi



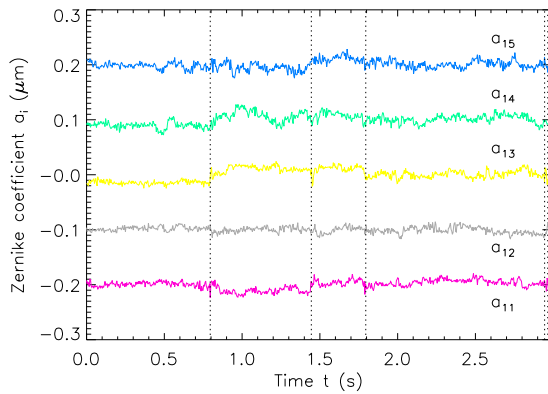
(b) Avec suivi



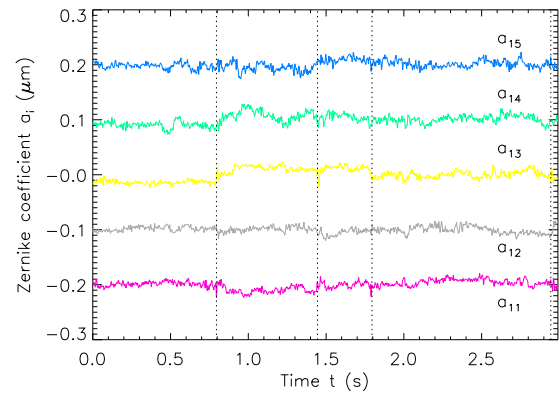
(c) Sans suivi



(d) Avec suivi

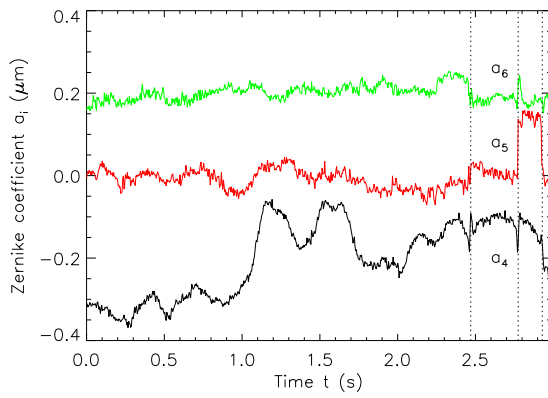


(e) Sans suivi

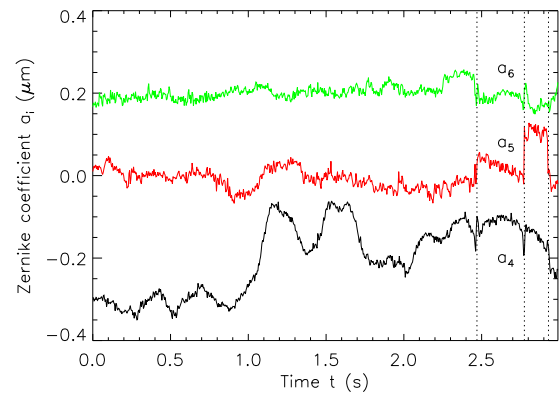


(f) Avec suivi

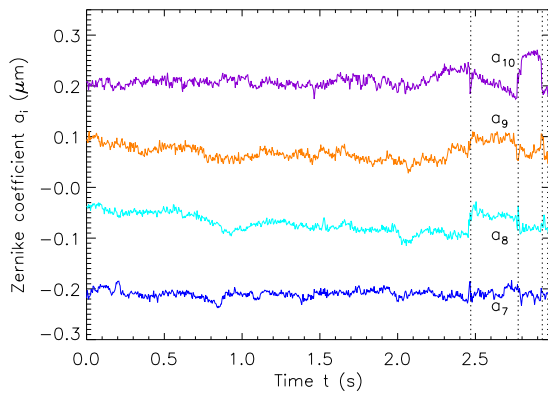
FIGURE 3.64 – Aberrations dynamiques de l'œil 53 sans suivi (a), (c), (e) et avec suivi (b), (d), (f). (a) et (b) montrent les aberrations du deuxième ordre radial : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert ; (c) et (d) les aberrations du troisième ordre radial : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet ; (e) et (f) les aberrations du quatrième ordre radial : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.



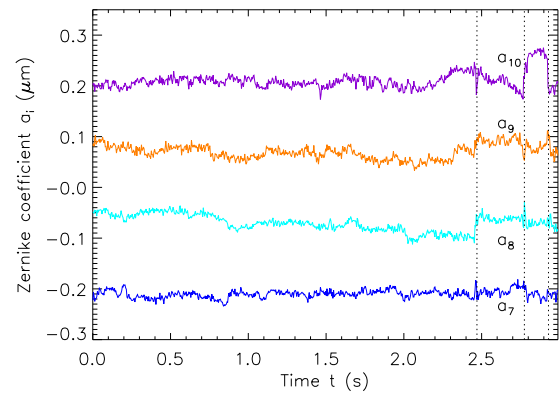
(a) Sans suivi



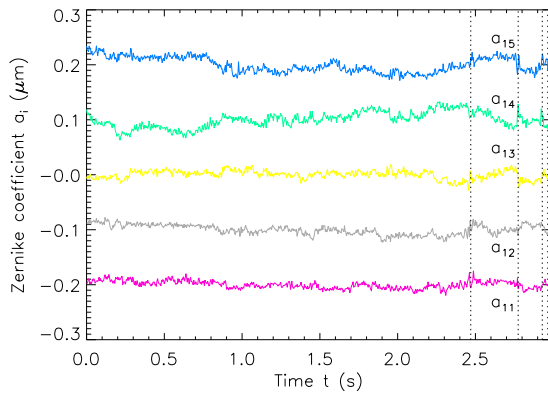
(b) Avec suivi



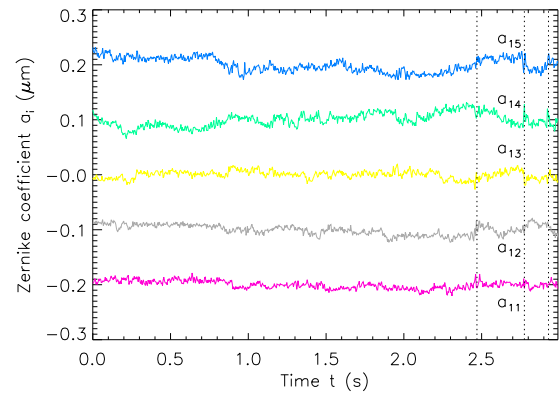
(c) Sans suivi



(d) Avec suivi



(e) Sans suivi



(f) Avec suivi

FIGURE 3.65 – Aberrations dynamiques de l'œil 46 sans suivi (a), (c), (e) et avec suivi (b), (d), (f). (a) et (b) montrent les aberrations du deuxième ordre radial : a_4 en noir, a_5 en rouge, a_6 en vert ; (c) et (d) les aberrations du troisième ordre radial : a_7 en bleu marine, a_8 en cyan, a_9 en orange, a_{10} en violet ; (e) et (f) les aberrations du quatrième ordre radial : a_{11} en rose, a_{12} en gris, a_{13} en jaune, a_{14} en vert, a_{15} en bleu.

Étude statistique sur la population SCRAT1

Sur la figure 3.66 est analysé l'effet de la correction des mouvements pupillaires sur la partie dynamique des aberrations, sur la sous-population SCRAT1 de 50 yeux, sur une pupille de 5 mm. Nous ne sommes pas surpris de constater suite aux analyses que nous avons faites dans les paragraphes précédents que la part des aberrations dynamiques due à aux mouvements pupillaires horizontaux et verticaux est très faible. Les seuls modes un peu impactés par la correction des mouvements pupillaires semblent être l'astigmatisme oblique (a_5) et la coma horizontale (a_8). Nous avons vu sur les exemples présentés en 3.3.2 que ces deux modes étaient les plus corrélés avec les mouvements pupillaires, mais l'atténuation est minime.

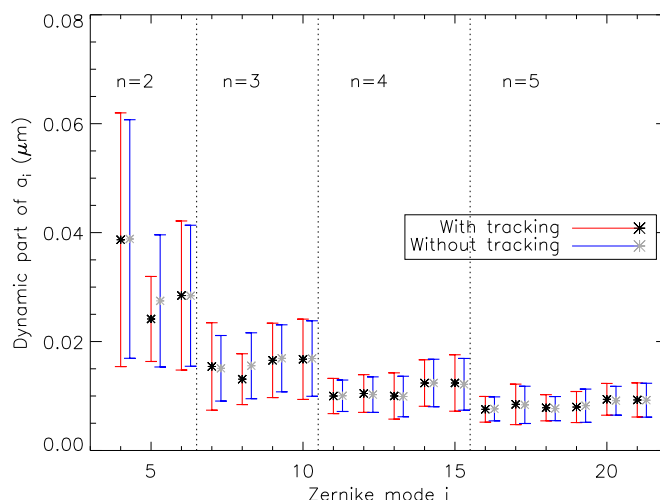


FIGURE 3.66 – Effet de la correction des mouvements de pupille horizontaux et verticaux sur l'amplitude des aberrations dynamiques (en simulation). En rouge et noir, la partie dynamique des aberrations calculées avec suivi ; en bleu et gris, la partie dynamique des aberrations calculées sans suivi. Les symboles indiquent la moyenne sur la population et les barres d'erreurs correspondent à plus ou moins un écart-type sur la population.

3.3.3 Bilan

Les mesures synchrones de mouvements et d'aberrations oculaires réalisées sur le biomètre SCRAT1 à une fréquence de 236 Hz nous ont permis de mettre en évidence une corrélation importante entre mouvements oculaires horizontaux et aberrations dynamiques, en particulier aux niveaux des mouvements très rapides et de grande amplitude.

Nous avons constaté en simulation que le suivi pupillaire ne permettait de corriger qu'une très faible part des aberrations liées aux mouvements oculaires, sauf dans certains cas particuliers comme les yeux opérés au LASIK qui peuvent être caractérisés par une phase statique liée aux hauts ordres importante. L'analyse des aberrations dynamiques obtenues avec suivi pupillaire en regard des aberrations dynamiques obtenues sans suivi pupillaire suggère en effet que d'autres facteurs corrélés aux mouvements oculaires que les mouvements pupillaires horizontaux et verticaux sont responsables de la dynamique des aberrations observée aux niveaux des mouvements oculaires.

L'origine des aberrations dynamiques liées aux mouvements oculaires est donc à chercher ailleurs que du côté des mouvements pupillaires³, peut-être du côté du cristallin ? Nous observons sur les séries

3. Notons quand même que la méthode de suivi pupillaire implémentée ne corrige que les mouvements de translation

temporelles des variations de focus corrélées aux mouvements oculaires qui ne s'expliquent pas comme des aberrations induites par les mouvements pupillaires observés, ce qui suggère que ces changements de focus sont le résultat d'un changement d'état du cristallin qui entraîne potentiellement également d'autres aberrations de plus hauts ordres ⁴.

3.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons fourni une caractérisation inédite du comportement spatio-temporel des aberrations de l'œil. Grâce au biomètre SCRAT1, nous avons pu réaliser une caractérisation très haute résolution à la fois temporelle et spatiale du front d'onde oculaire. En effet, nous avons rapporté une mesure des aberrations jusqu'à environ 60 Hz et une analyse du budget d'erreur d'aberrométrie a démontré que la précision d'estimation des aberrations dynamiques sur le biomètre était de l'ordre de quelques nanomètres par mode en termes de coefficients de Zernike. Grâce aux données synchrones et haute résolution de positions pupillaires et d'aberrations mesurées à 236 Hz sur le biomètre SCRAT1, nous avons en outre pu analyser finement l'effet des mouvements pupillaires sur la dynamique des aberrations.

Les données statistiques obtenues sur la sous-population SCRAT1 de 50 yeux sur une pupille de 5 mm de diamètre sur des séquences de 3.4 s nous ont permis de dresser un premier modèle des aberrations oculaires décrivant les aberrations statiques et les aberrations dynamiques pour des fréquences supérieures à 0.3 Hz, et nous ont livré de précieuses informations quant au dimensionnement d'un système d'optique adaptative pour l'œil. En particulier, ces données nous ont montré que le niveau d'aberrations dynamiques (évoluant plus rapidement que 0.3 Hz) était plutôt faible par rapport au niveau d'aberrations statiques et qu'une correction de qualité raisonnable pouvait être obtenue en corrigeant seulement les aberrations quasi-statiques (évoluant moins rapidement que 0.3 Hz). De fait, sur notre population de 50 yeux, nous avons constaté un rapport de Strehl découlant de la SWFE dynamique dans le pire des cas de 33 %. Notons qu'une correction de ces aberrations quasi-statiques doit être réalisée avec précaution de manière à éviter d'amplifier les composantes basses fréquences (en dessous de 2 Hz) que nous avons pu identifier sur certains modes, par exemple le défocus. Pour des applications très exigeantes en termes de performance, comme la thérapie laser à laquelle nous allons nous intéresser au chapitre suivant, les performances obtenues par la correction des aberrations quasi-statiques seules ne suffiraient probablement pas, c'est pourquoi nous avons étudié au travers de simulations temporelles réalisées à partir des aberrations mesurées sur la population SCRAT1 l'erreur temporelle en fonction de la fréquence de boucle choisie pour l'OA. Il est apparu qu'un gain important sur l'erreur temporelle pouvait être apporté en poussant la fréquence de boucle de l'OA jusqu'à 50 Hz.

Le biomètre SCRAT1 de par sa capacité à délivrer des données synchrones de positions pupillaires et d'aberrations nous a par ailleurs donné les moyens de suivre très précisément la pupille de l'œil sur l'ASO. La comparaison des mesures d'aberrations obtenues avec suivi (i.e. sur une pupille fixe sur l'œil) et sans suivi (i.e. sur une pupille fixe sur l'ASO) nous a permis d'évaluer la contribution des

pupillaire horizontaux et verticaux, alors que la pupille subit également des mouvements de rotation (voir mouvements de torsion en 1.3.1) qui ont peut-être leur importance [Guirao *et al.*, 2001].

4. Ces variations de focus corrélées aux mouvements oculaires sont de deux types :

- Les premières sont des variations brèves qui se manifestent sous forme de pics au moment du mouvement pupillaire mais qui ne suivent pas l'évolution du mouvement pupillaire (par exemple sur la dernière micro-saccade sur l'œil 18, voir figure 3.53) ; les variations de ce type pourraient être la conséquence du *lens wobbling* (mouvement transitoire du cristallin suite à une micro-saccade dû à l'élasticité des zonules du corps ciliaire, voir 1.3.1) ; elles n'expliquent pas toujours les variations observées sur les autres modes corrélés aux mouvements pupillaires ;
- Les secondes suivent l'évolution du mouvement pupillaire (par exemple sur l'œil 53, voir figure 3.54) et pourraient expliquer les variations observées sur les autres modes corrélés aux mouvements pupillaires.

mouvements pupillaires dans la dynamique des aberrations. Nous avons constaté que les mouvements de translation pupillaire horizontaux et verticaux n'expliquent qu'une très faible part des aberrations dynamiques liées aux mouvements oculaires observées. Par conséquent, l'effet attendu sur la correction des aberrations dynamiques de la stabilisation pupillaire est faible. En ce sens, la stabilisation pupillaire ne constitue pas une stratégie d'optimisation du système d'OA. En revanche, la stabilisation pupillaire reste en pratique extrêmement bénéficiaire à la stabilité de la boucle d'OA. L'étude que nous avons pu mener sur le dimensionnement de la fréquence de boucle d'un dispositif de stabilisation pupillaire à partir des données très hautes fréquences de mouvements pupillaires acquises à 478 Hz sur la population SCRAT1 reste donc très utile pour le dimensionnement d'un système d'OA pour l'œil.

Chapitre 4

Vers le dimensionnement d'un système d'optique adaptative pour la photocoagulation laser de la rétine

Sommaire

4.1 Définition du cahier des charges	170
4.1.1 Taille de l'impact laser	170
4.1.2 Système laser	171
4.2 Étude de l'effet des aberrations oculaires sur la focalisation laser	171
4.2.1 Retour sur le cahier des charges : focalisation à travers un œil parfait	172
4.2.2 Évolution de l'extension de l'impact laser avec le niveau d'aberrations	174
4.2.3 Évolution de l'erreur de positionnement axial de l'impact laser avec le niveau de défocus	177
4.3 Premiers éléments de dimensionnement du système d'OA pour la photocoagulation laser de la rétine	179
4.4 Conclusion	182

Les systèmes de photocoagulation laser actuels ne permettent pas de confiner l'impact laser au niveau de la cible thérapeutique. De fait, ils délivrent des faisceaux de faible ouverture numérique, larges, et en outre sensibles aux mouvements oculaires ainsi qu'aux grosses variations de focus. En conséquence, la taille de la tache focale formée au fond de l'œil s'étend sur plusieurs centaines de micromètres dans les trois directions de l'espace et n'est pas centrée sur la cible visée (voir 1.2). Ainsi, avec ces systèmes, le traitement localisé est impossible et par suite, des lésions plus ou moins importantes des tissus sains adjacents à la cible thérapeutique sont inévitables.

Dans l'optique d'atteindre un confinement plus strict de l'impact laser, nous étudions dans cette partie les performances que l'on pourrait obtenir avec un système plus ouvert (ouvert à $f/3.33$, i.e. avec une pupille de 5 mm) et pointons la nécessité de mettre en œuvre un système d'optique adaptative corrigeant les aberrations oculaires. Nous ne traitons pas dans cette partie de la correction des mouvements oculaires, qui a déjà été abordée en 3.1 au travers de l'étude haute résolution des mouvements pupillaires et du dimensionnement d'un dispositif de stabilisation pupillaire¹.

Riches de la caractérisation des aberrations oculaires réalisée dans SCRAT1, nous sommes à même d'évaluer l'impact des aberrations oculaires sur le confinement de la tache focale du laser

1. Le centre de rotation de l'œil se situe sur l'axe optique à peu près à équidistance de la rétine et de la pupille. Par suite, les mouvements observés sur la rétine se déduisent facilement des mouvements observés sur la pupille.

de photocoagulation sans correction et avec correction des aberrations oculaires. Sur la base de ces analyses, nous pouvons poser les premières spécifications sur le système à concevoir pour obtenir un meilleur confinement de l'impact laser.

La première étape est du ressort des ophtalmologistes et consiste à définir un cahier des charges énonçant les exigences médicales par rapport à la taille maximale admissible de l'impact laser et à la précision de positionnement souhaitées sur l'impact laser. Ce cahier des charges est complété par Quantel Medical, en charge de la réalisation du système laser de photocoagulation, qui impose certaines contraintes sur le système. Nous commencerons par transcrire ce cahier des charges et le critère de performances choisi en 4.1.

Ensuite, nous étudierons en 4.2 les performances limites atteignables avec les spécifications fixées, ainsi que l'effet des aberrations oculaires sur la focalisation du faisceau laser à travers l'œil sur la base des mesures d'aberrations observées sur la population SCRAT1.

En dernier lieu, nous présenterons en 4.3 les premiers résultats de simulations temporelles réalisées sur les données SCRAT1 pour déterminer la fréquence de boucle à laquelle tourner pour arriver aux spécifications demandées sur l'extension de la tache focale du laser.

4.1 Définition du cahier des charges

4.1.1 Taille de l'impact laser

Le cahier des charges de départ, définissant les performances demandées sur les dimensions et la précision de positionnement de l'impact laser, est fixé par les médecins à partir de la taille typique des anomalies vasculaires à traiter, typiquement des macro-anévrismes (dilatations vasculaires).

La taille des macro-anévrismes varie de $100\ \mu\text{m}$ à $300\ \mu\text{m}$. Pour administrer un traitement localisé sur une telle cible pathologique, étant donné la diffusion thermique qui se produit autour de la cible suite à la photocoagulation, il convient de choisir une taille d'impact inférieure à la taille de la cible visée, dans le but d'éviter au maximum le rayonnement thermique au-delà des limites de la cible (voir 1.2.3).

Ainsi, les médecins posent les spécifications suivantes :

- ▷ l'extension maximale de l'impact laser doit être de $50\ \mu\text{m}$ dans les trois directions de l'espace, voir illustration figure 4.1 (le confinement axial étant le plus critique : il doit absolument être respecté pour préserver les photorécepteurs, au niveau desquels toute lésion peut entraîner une baisse de vision définitive),
- ▷ la précision sur le positionnement de l'impact doit être de $\pm 10\ \mu\text{m}$ dans les trois directions de l'espace.

Finalement, l'impact laser doit donc être confiné dans un cube de $70\ \mu\text{m}$ de côté.

Le critère de performance choisi pour quantifier l'extension de l'impact laser est la largeur à mi-hauteur de la tache focale (FWHM pour *Full Width Half Maximum* en anglais). Pour que la photocoagulation se produise, il faut que l'énergie reçue soit supérieure à un certain seuil. Il faudra donc que ce seuil se situe entre 50 % et 100 % de l'énergie maximale de la tache focale pour garantir une taille d'impact inférieure à la FWHM de la tache focale. Par ailleurs, dans le cas où le spot est gaussien, un critère à 50 % du maximum offre l'avantage d'être moins sensible aux erreurs de puissance vis-à-vis de la taille de l'impact à 50 % ; dit autrement, si la puissance maximale est un peu supérieure à deux fois le niveau de seuil, il n'y aura pas une grande différence entre la largeur à mi-hauteur du spot et la largeur du spot au niveau du seuil.

Il faut bien avoir conscience que la taille effective de l'impact laser au niveau de la rétine dépend de la concentration en chromophores au niveau du spot tout entier et résulte aussi de la diffusion ther-

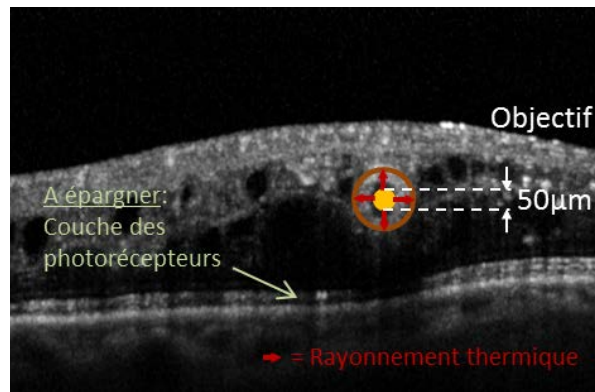


FIGURE 4.1 – Exigence sur l’extension axiale de l’impact laser. L’impact (indiqué par le disque jaune) doit être confiné au centre de la cible (ici un macro-anévrisme de l’ordre de $120\ \mu\text{m}$ de diamètre) pour limiter le rayonnement thermique au-delà des bornes de la cible (indiquées par le cercle marron) ; sa taille ne doit pas excéder les $50\ \mu\text{m}$.

mique : elle ne peut pas être entièrement décrite optiquement pas la tache focale formée au foyer de l’œil par le faisceau laser, mais nous ne nous intéressons pas à ces aspects dans la présente étude. Ces aspects devront être examinés ultérieurement avec une étude clinique explorant la calibration de la dose laser. Néanmoins, pour faire une telle étude, il est nécessaire d’avoir un système laser assisté par OA permettant de positionner précisément la tache focale et de la confiner dans le volume défini par les médecins.

4.1.2 Système laser

La longueur d’onde du laser est fixée à $577\ \text{nm}$. Cette longueur d’onde est la plus adaptée, car comme on l’a vu en 1.2.2, elle est fortement absorbée par les chromophores présents dans les cibles visées (l’hémoglobine et l’oxyhémoglobine pour un macro-anévrisme) et très peu absorbée par le pigment xanthophylle présent dans les photorécepteurs.

D’autre part, Quantel Medical impose un diamètre maximal de pupille au niveau de la pupille de l’œil de $5\ \text{mm}$, pour être assuré que le système fonctionne même si la dilatation pupillaire est mauvaise, ce qui borne le nombre d’ouverture à 3.33.

4.2 Étude de l’effet des aberrations oculaires sur la focalisation laser

Nous vérifions ici que les spécifications imposées par les médecins et celles imposées par Quantel Medical sont compatibles, à savoir une extension axiale limitée à $50\ \mu\text{m}$ dans les trois directions de l’espace, une longueur d’onde de $577\ \text{nm}$ et un diamètre de pupille système inférieur à $5\ \text{mm}$ au niveau de l’œil. Puis, nous étudions l’effet des aberrations oculaires sur l’impact laser.

Pour cela, nous nous basons sur une description de l’impact laser par la tache focale formée par le laser au fond de l’œil. Cette tache focale correspond à la réponse impulsionnelle de l’œil à travers la pupille du système. Comme on l’a vu en 1.3.2, la théorie scalaire de la diffraction dans les conditions de Fraunhofer permet d’exprimer la réponse impulsionnelle comme le module carré de la transformée de Fourier inverse de l’amplitude complexe du champ en plan pupille (voir équation 1.7). Sachant cela, nous allons donc pouvoir facilement examiner l’effet des aberrations oculaires sur la tache focale. Pour

ces simulations, nous considérons un faisceau de type onde plane² et pour ce qui est des paramètres du système, nous décrivons l'œil par le modèle réduit d'Emsley introduit en 1.1 de focale $f' = 22.22$ mm et d'indice $n' = 1.333$ (la pupille de l'œil est déterminée par la pupille du système).

4.2.1 Retour sur le cahier des charges : focalisation à travers un œil parfait

Les performances maximales sont données par la limite de diffraction. La réponse impulsionnelle 2D d'un œil parfait est la tache d'Airy (voir 1.3.2). Nous l'avons représentée sur la figure 4.2 avec une coupe donnant l'intensité de la PSF2D en fonction de la position par rapport au centre de la tache, exprimée en unité de r_x , avec r_x la résolution latérale.

La résolution est définie par l'inverse de la fréquence de coupure, c'est-à-dire la fréquence spatiale maximale que le système peut transmettre. Cette dernière peut être obtenue en calculant la Fonction de Transfert Optique (FTO) qui correspond à la transformée de Fourier de la PSF et traduit la capacité du système à transmettre les fréquences spatiales de l'objet. Ainsi la résolution latérale (en x,y) d'un système parfait à ouverture circulaire vaut :

$$r_x = r_y = \frac{\lambda}{2ON} = \frac{\lambda f'_{eq}}{D} \quad (4.1)$$

où $f'_{eq} = f'/n'$ désigne la focale équivalente de l'œil, D le diamètre de la pupille du système, λ la longueur d'onde et $ON = n' \cdot \sin(\alpha)$ l'ouverture numérique du système avec α le demi-angle au sommet ($\alpha \simeq \frac{D}{2f'}$).

La largeur à mi-hauteur de la tache d'Airy correspond à la résolution latérale. Elle est donnée sur la figure 4.4a en fonction du diamètre de la pupille du système.

Cette définition de la résolution vaut aussi pour le cas tridimensionnel. Ainsi, la résolution axiale (en z) se déduit de la fréquence spatiale axiale maximale donnée par le support de la FTO3D, elle est de :

$$r_z = \frac{2\lambda n}{ON^2} = \frac{8\lambda f'^2}{nD^2} \quad (4.2)$$

Cette valeur correspond au premier zéro en transverse de la PSF3D d'un système parfait, comme illustré sur la figure 4.2. Quant à la largeur à mi-hauteur suivant z de la PSF3D d'un système parfait, elle est à peu près égale à 88 % de r_z . L'évolution de la FWHM en z en fonction du diamètre de la pupille du système est donnée sur la figure 4.4b.

Il apparaît donc que la FWHM, en x/y et en z, augmente avec la longueur d'onde. De ce point de vue, elle est optimale à 577 nm (car on ne pourrait pas choisir une longueur d'onde inférieure, sinon on se retrouverait dans le spectre d'absorption du pigment xanthophylle).

D'autre part, les FWHM latérale et axiale diminuent avec le diamètre de la pupille. Elles sont minimales pour un diamètre de 5 mm (diamètre maximal imposé par Quantel Medical), pour lequel elles valent $2 \mu\text{m}$ en x/y et $60 \mu\text{m}$ en z. Au vu de ces valeurs de FWHM, on comprend que le confinement axial va être le plus contraignant. Au mieux, à 577 nm, avec un système ouvert à $1/3.33$ (et donc une pupille de 5 mm), l'extension axiale de la tache focale sera de $60 \mu\text{m}$, c'est-à-dire $10 \mu\text{m}$ de plus que la spécification de $50 \mu\text{m}$ demandée par les médecins.

Ces calculs nous indiquent que la spécification demandée par les médecins sur l'extension axiale est trop sévère par rapport aux limites physiques atteignables avec un système de longueur d'onde 577 nm au maximum ouvert à $f/3.33$, ce qui nous amène à modifier le cahier des charges. La spécification sur l'extension axiale est augmentée à $60 \mu\text{m}$ et par suite le diamètre de la pupille du système au niveau

2. Des premiers tests en faisceau gaussien (plus réaliste par rapport à la propagation du laser) ont montré que les performances obtenues en faisceau gaussien étaient peu différentes du cas onde plane.

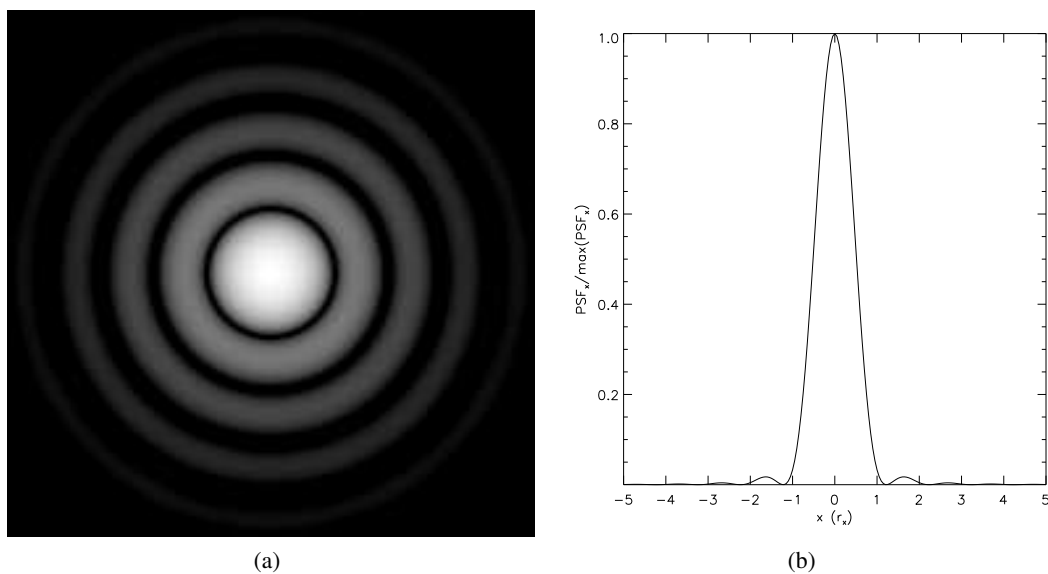


FIGURE 4.2 – PSF2D (x/y) d'un système parfait à ouverture circulaire. (a) Figure de diffraction (tache d'Airy) sur $20r_x \times 20r_x$. (b) Coupe de (a). Les distances sont exprimées en unité de r_x .

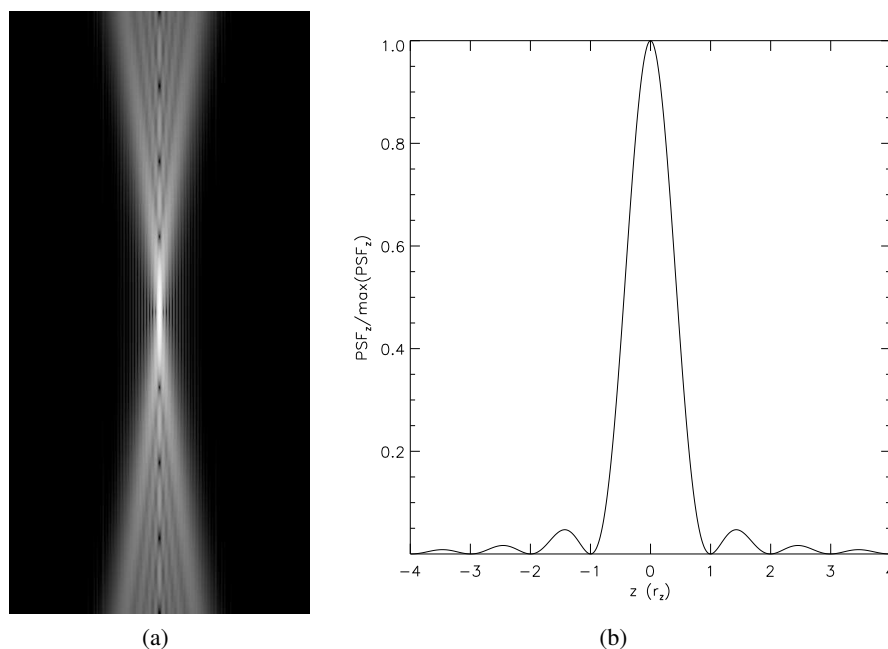


FIGURE 4.3 – Coupe axiale 2D de la PSF3D d'un système parfait à ouverture circulaire. (a) Figure de diffraction sur $8r_z$ en z . (b) Coupe de (a). Les distances sont exprimées en unité de r_z .

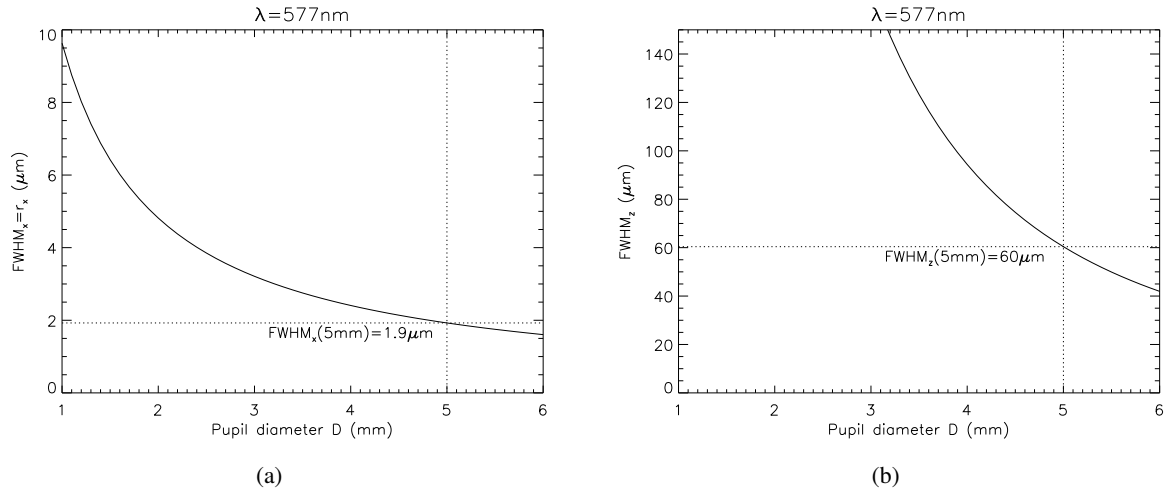


FIGURE 4.4 – FWHM de la PSF3D de l’œil parfait en fonction du diamètre pupillaire choisi. (a) Latérale (en x/y). (b) Axiale (en z).

de l’œil fixé à 5 mm (le confinement axial de $70 \mu\text{m}$ souhaité par les médecins est en théorie toujours atteignable à condition que l’erreur de positionnement soit limitée à $\pm 5 \mu\text{m}$).

4.2.2 Évolution de l’extension de l’impact laser avec le niveau d’aberrations

Nous considérons ici les aberrations oculaires statiques mesurées sur 3.4 s sur la sous-population SCRAT1 de 50 yeux sur une pupille de 5 mm de diamètre et regardons en présence de ces aberrations ce que devient l’extension de la tache focale.

Illustration sur un œil typique de la population SCRAT1

Nous illustrons sur un œil³ de la sous-population SCRAT1 l’effet des aberrations oculaires sur la tache focale 3D.

La PSF2D en x/y au niveau du plan de focalisation est exposée sur la figure 4.5. Nous fournissons en outre sur la figure 4.6 les projections sur l’axe x et sur l’axe y de cette PSF2D seuillée à 50 % du maximum. L’étalement en x et y de ces projections nous donne les FWHM selon x et y. Sur cet exemple, la FWHM suivant x vaut $1.8r_x$ soit $3.5 \mu\text{m}$ et suivant y $3.4r_y$ soit $6.5 \mu\text{m}$. Ces valeurs de FWHM obtenues au meilleur foyer sont plutôt faibles. On observe sur les coupes en x et en y que la tache est quand même très étalée en x/y mais l’énergie reste en effet inférieure à 50 % du maximum de la PSF3D en périphérie de l’impact.

Les aberrations oculaires statiques ne paraissent donc pas limitantes par rapport à la spécification sur l’extension latérale de l’impact de $50 \mu\text{m}$. A partir du moment où les mouvements oculaires de grande amplitude évoluant plus rapidement que la durée de l’impact sont corrigés, nous ne devrions pas avoir de difficultés à obtenir cette spécification sur l’extension latérale. Par suite, nous la laissons de côté dans le reste du chapitre et se focalisons sur l’extension axiale.

Une coupe axiale de la PSF3D (x/z) est donnée sur la figure 4.7. Nous déduisons de la projection selon l’axe z des points de la PSF3D d’intensité supérieure à 50 % du maximum de la PSF3D, représentée sur la figure 4.8, la FWHM selon z. Celle-ci vaut $3.72r_z$, soit $256 \mu\text{m}$, ce équivaut à 5 fois la spécification demandée par les médecins.

3. L’œil numéro 69 (qui est très légèrement myope et non astigmatique).

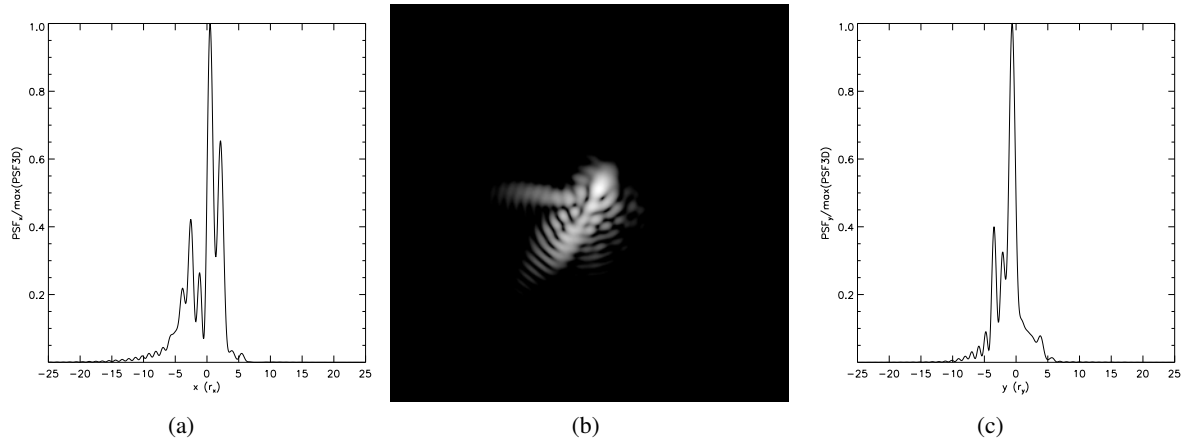


FIGURE 4.5 – PSF2D (x/y) d'un des yeux de la population SCRAT1. (a) Coupe en x. (b) Image sur $25r_x \times 25r_x$. (c) Coupe en y.

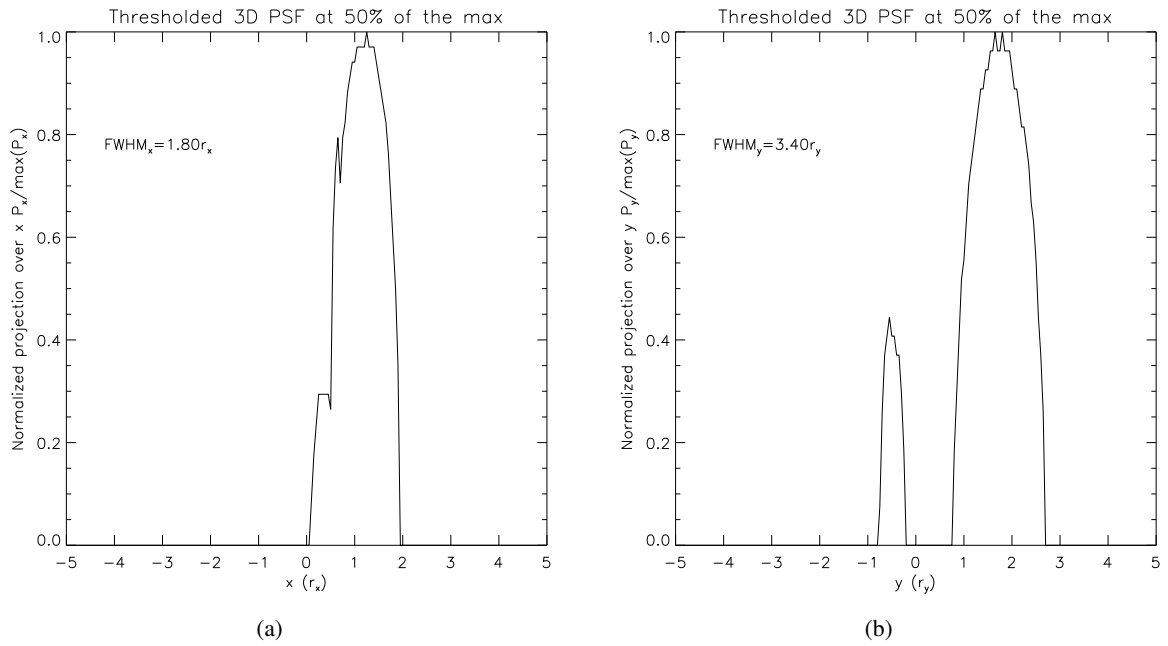


FIGURE 4.6 – Projection sur x/y des points de la PSF2D, présentée sur la figure 4.5, d'intensité supérieure à 50 % du maximum de la PSF3D. L'étalement en x/y de cette courbe fournit l'extension latérale de la tache focale (la FWHM). (a) Sur x. L'extension latérale en x vaut $3.5 \mu\text{m}$. (b) Sur y. L'extension latérale en y vaut $6.5 \mu\text{m}$. Les distances sont exprimées en unité de r_x .

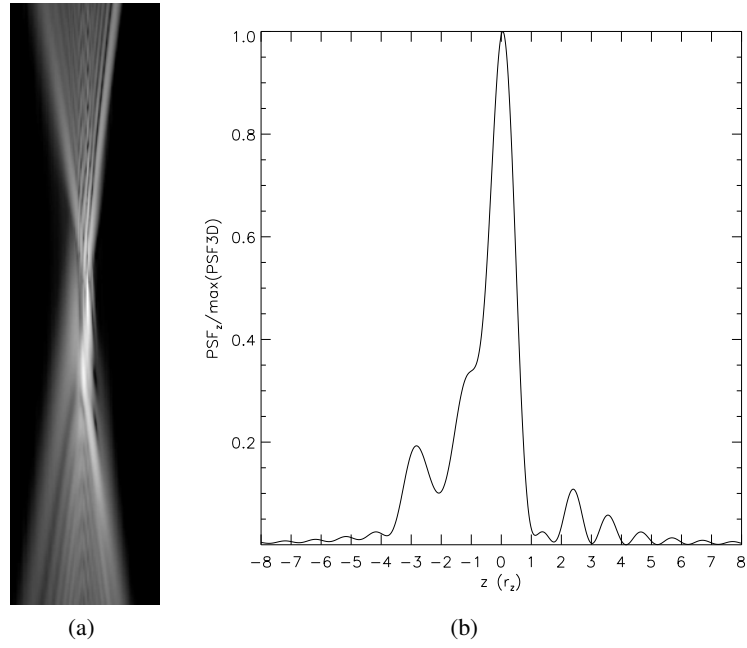


FIGURE 4.7 – Coupe axiale 2D (x/z) de la PSF3D d'un des yeux de la population SCRAT1 prise au niveau du maximum de la PSF3D. (a) Image sur $16r_z$ en z . (b) Coupe en z .

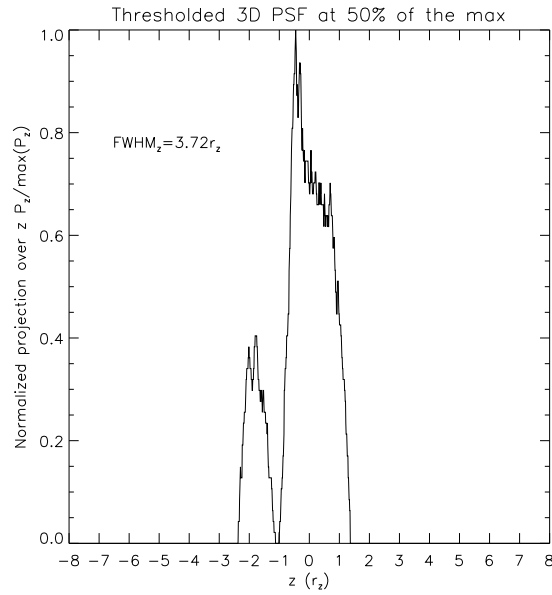


FIGURE 4.8 – Projection sur z des points de la PSF3D, dont une coupe a été présentée sur la figure 4.7, d'intensité supérieure à 50 % du maximum de la PSF3D. L'étalement en z de cette courbe fournit l'extension axiale de la tache focale (la FWHM); elle vaut $256 \mu\text{m}$. Les distances sont exprimées en unité de r_z .

Taille de l'impact laser sur la population SCRAT1

Nous présentons sur la figure 4.9 l'extension axiale de la tache focale obtenue sur l'ensemble des yeux de la sous-population SCRAT1 relativement aux aberrations statiques de la population constatées. L'extension moyenne est de l'ordre de $270\ \mu\text{m}$.

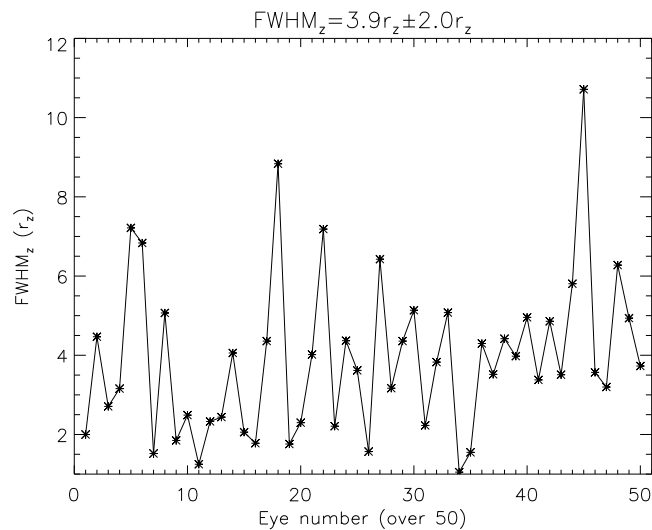


FIGURE 4.9 – Extension axiale de la tache focale des yeux de la sous-population SCRAT1 de 50 yeux.

Ces calculs permettent de bien se rendre compte que sans correction des aberrations statiques, aucune amélioration sur l'extension axiale de l'impact laser ne serait apportée avec un système plus ouvert que les systèmes actuels ; l'extension axiale s'élèverait toujours à quelques centaines de micromètres. Pour améliorer le système, il est indispensable d'associer l'augmentation de l'ouverture avec une correction des aberrations oculaires.

4.2.3 Évolution de l'erreur de positionnement axial de l'impact laser avec le niveau de défocus

Avoir une erreur de positionnement aussi faible que $\pm 10\ \mu\text{m}$ (voire $\pm 5\ \mu\text{m}$ si on veut tenir la spécification sur le confinement axial de $70\ \mu\text{m}$) nécessite de bien corriger les modes influant sur la profondeur de focalisation. Le mode qui a le plus d'impact sur le positionnement axial de l'impact laser est le défocus. Or le défocus, comme on l'a vu en 3.2.2, est l'un des modes présentant les variations temporelles les plus énergétiques. Nous proposons dans cette partie d'évaluer l'erreur de positionnement entraînée par les fluctuations temporelles du défocus (liées aux micro-accommodations du cristallin). Cela nous donnera une première idée sur la nécessité de corriger ou non, en plus des aberrations statiques, les aberrations dynamiques de l'œil.

Lien entre erreur de positionnement axial et niveau de défocus

L'erreur de positionnement Δz amenée par un défaut de mise au point de type défocus est illustrée sur la figure 4.10.

Dans le cas où l'œil est parfait, le faisceau incident se focalise au niveau du plan focal en F' (voir figure 4.10). En revanche, si l'œil souffre d'un défaut de type défocus, la focalisation se fait en amont

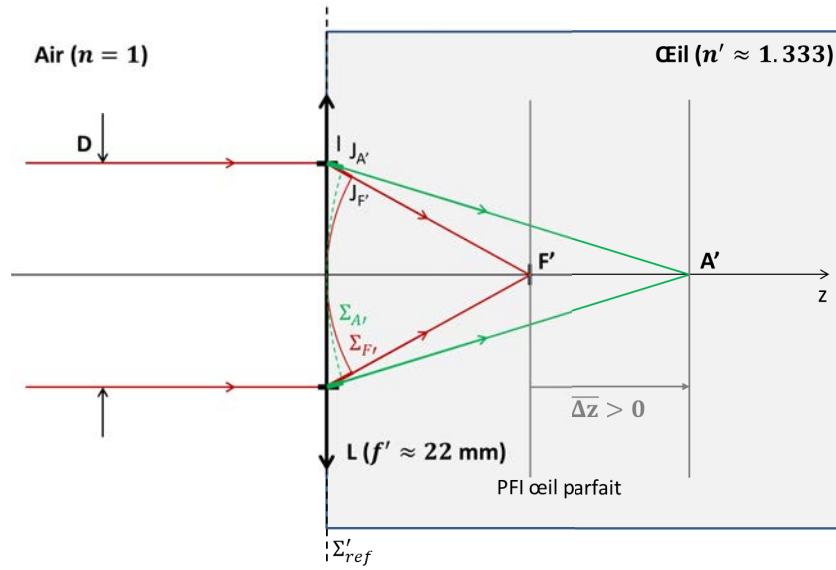


FIGURE 4.10 – Focalisation d'un faisceau dans l'œil et déplacement axial de la tache focale engendré par un défaut de mise au point de l'œil de type défocus. L'œil est représenté très schématiquement par un système d'indice n' à une lentille L de focale f' . Le front d'onde sphérique en sortie qui est au point sur la rétine est noté $\Sigma_{F'}$ et le front d'onde sphérique défocalisé $\Sigma_{A'}$. L'écart aberrant est analysé par rapport à un front d'onde de référence parfait Σ'_{ref} au niveau de la pupille de sortie de diamètre D .

ou en aval du plan focal (selon le signe du défaut), toujours sur l'axe optique, en A' (voir figure 4.10). La distance algébrique entre A' et F' est notée $\overline{\Delta z}$ par la suite.

Nous calculons l'écart aberrant $\Delta'_{\Sigma_{A'}/\Sigma_{F'}}$ entre le front d'onde sphérique de l'œil parfait, $\Sigma_{F'}$, et celui de l'œil aberrant, $\Sigma_{A'}$. Pour cela, nous nous plaçons au niveau de la pupille de sortie de diamètre D et passons par l'intermédiaire d'un front d'onde de référence parfait Σ_{ref} .

Le changement de sphère de référence donne :

$$\Delta'_{\Sigma_{A'}/\Sigma_{F'}} = \Delta'_{\Sigma_{A'}/\Sigma'_{ref}} + \Delta'_{\Sigma'_{ref}/\Sigma_{F'}} \quad (4.3)$$

D'où (voir notations figure 4.10) :

$$\Delta'_{\Sigma_{A'}/\Sigma_{F'}} = n' (\overline{IJ_{A'}} - \overline{IJ_{F'}}) \quad (4.4)$$

Or :

$$\begin{aligned} \overline{IJ_{A'}} &= \sqrt{(\overline{\Delta z} + f')^2 + \frac{D^2}{4}} - f' - \overline{\Delta z} \\ \overline{IJ_{F'}} &= \sqrt{(f')^2 + \frac{D^2}{4}} - f' \end{aligned} \quad (4.5)$$

Donc, l'écart aberrant, en première approximation (si $D \ll (f + \overline{\Delta z})$ et $f \ll \overline{\Delta z}$), vaut :

$$\Delta'_{\Sigma_{A'}/\Sigma_{F'}} = -\frac{n'D^2}{8f'^2} \overline{\Delta z} \quad (4.6)$$

Soit a_4 le coefficient de Zernike de défocus mesuré dans l'air sur une pupille de diamètre D , alors l'écart aberrant vaut : $\Delta'_{\Sigma_{A'}/\Sigma_{F'}} = 2\sqrt{3}a_4[\mu m]$.

Finalement, l'erreur sur le positionnement axial de la tache focale engendrée par un défaut de phase de $\frac{2\pi}{\lambda} a_4 [\mu m]$ dans la pupille de diamètre D est :

$$\overline{\Delta z} = -\frac{16\sqrt{3}f^2}{nD^2}a_4[\mu m] \quad (4.7)$$

Erreur de positionnement axial liée aux micro-accommodations du cristallin

Les valeurs PV de l'évolution temporelle du défocus sur la sous-population SCRAT1 de 50 yeux sur une séquence de 3.4 s sont données sur la figure 4.11. On observe des variations PV sur le défocus de $0.21 D \pm 0.09 D$. En termes d'erreur de positionnement, cela correspond à une erreur de $78 \mu m \pm 33 \mu m$.

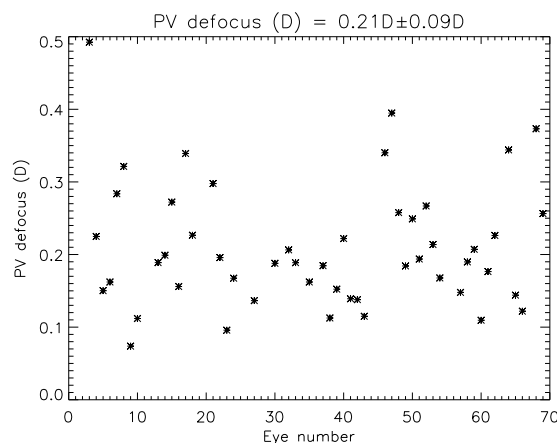


FIGURE 4.11 – Amplitude PV de l'évolution temporelle du défocus sur la sous-population SCRAT1 (en dioptries).

Ce résultat met en évidence la nécessité de corriger en plus des aberrations statiques au moins les aberrations dynamiques liées au défocus, pour atteindre la spécification sur la précision du positionnement axial de l'impact laser de $\pm 10 \mu m$.

Il nous faut maintenant examiner les performances que l'on pourrait atteindre avec un système ouvert à $f/3.33$ couplé à un système d'OA corrigeant les aberrations oculaires.

4.3 Premiers éléments de dimensionnement du système d'OA pour la photocoagulation laser de la rétine

L'objectif est d'étudier en simulation les performances du système d'OA, vis-à-vis de l'extension axiale et du positionnement axial de la tache focale formée au fond de l'œil, en fonction de ses paramètres physiques (nombre d'actionneurs, fréquence d'échantillonnage, etc...). Nous avons déjà mené une étude similaire en 3.2 avec un critère de performance sur la variance des aberrations résiduelles. Cependant, aucun lien direct ne peut être fait entre variance résiduelle et extension axiale (chaque mode a en effet un impact très différent sur l'extension axiale de la tache focale), c'est pourquoi nous devons refaire ce travail en considérant les critères de performances définis pour la photocoagulation laser.

Nous présentons dans cette partie des résultats préliminaires sur le dimensionnement de la fréquence d'échantillonnage en supposant une erreur de fitting nulle (c'est-à-dire que nous supposons que nous

corrigions tous les modes) et en se focalisant sur les performances sur l'extension axiale. Pour cela, nous exploitons les séries temporelles d'aberrations résiduelles calculées en simulation en 3.2 en sortie d'un intégrateur à 2 trames de retard avec un gain de 0.5 pour différentes fréquences d'échantillonnage, à partir des séquences d'aberrations mesurées sur la population SCRA1 sur 3.4 s.

Pour chaque trame des séquences corrigées, nous estimons la largeur à mi-hauteur suivant z de la tache focale obtenue.

Sur la figure 4.12 est indiquée l'extension axiale de la tache focale estimée sur l'ensemble de la population de 50 yeux selon la fréquence d'échantillonnage du système d'OA choisie. Nous rendons compte de la distribution temporelle de l'extension axiale sur la séquence d'analyse de 3.4 s par deux valeurs : la valeur médiane et la valeur obtenue à 95 % de l'histogramme cumulé.

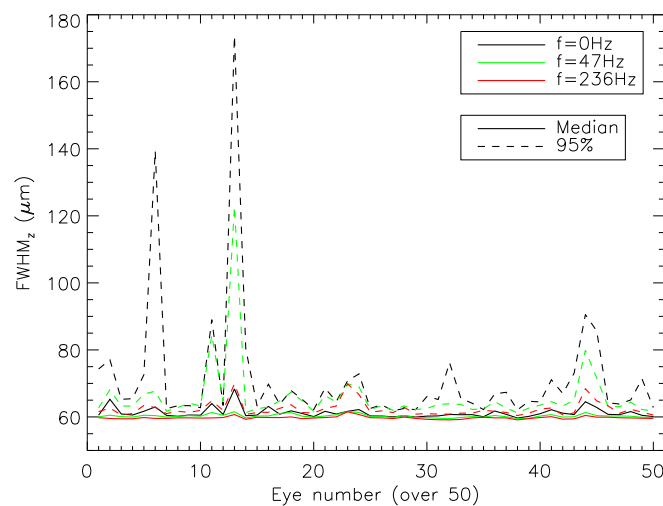


FIGURE 4.12 – Extension axiale de la tache focale des yeux de la sous-population SCRA1 de 50 yeux après correction suivant la fréquence d'échantillonnage. Les performances médianes (par rapport au temps) sont indiquées en trait continu et les performances à 95 % en tirets. Les différentes fréquences d'échantillonnage f sont identifiées par le code couleur ; en noir le cas $f = 0$ Hz correspond au cas où seules les aberrations quasi-statiques (de fréquences inférieures à 0.3 Hz) sont corrigées.

On observe que quelque soit la fréquence de boucle considérée, y compris 0 Hz correspondant au cas de la correction quasi-statique, la valeur médiane par rapport au temps de la FWHM en z de la tache focale obtenue après correction est inférieure à $70 \mu\text{m}$ sur tous les yeux. La correction, même quasi-statique, apporte donc une nette amélioration sur l'extension axiale de l'impact laser. En revanche, si l'on regarde maintenant les valeurs prises à 95 %, on s'aperçoit que la correction quasi-statique ne permet pas d'assurer une FWHM en z inférieure à $70 \mu\text{m}$ sur plus de 70 % de la population. Il faut aller chercher des fréquences de boucle plus élevées pour obtenir des meilleures performances : à 47 Hz, 92 % des yeux présentent une valeur prise à 95 % inférieure à $70 \mu\text{m}$ et à 236 Hz c'est le cas de 100 % des yeux. Par rapport à l'application visée, la thérapie laser, il est essentiel de pouvoir assurer les performances spécifiées à tout instant du traitement, ce qui nécessite, au vu des valeurs prises à 95 % que nous venons de donner, de corriger les aberrations dynamiques à très haute cadence. En passant de 47 Hz à 236 Hz, on gagne typiquement quelques micromètres sur la FWHM axiale et on note sur quelques yeux un gain très important suite à l'augmentation de fréquence (sur les yeux 11, 13 et 44 sur 50).

D'un point de vue technique, avoir un système d'OA tournant sur œil à 236 Hz semble compliqué,

donc notre choix de fréquence d'échantillonnage s'oriente plutôt vers 47 Hz. Le problème est qu'à cette fréquence (47 Hz), les variations les plus rapides du niveau d'aberrations ne sont pas corrigées et que ces aberrations dynamiques non corrigées peuvent générer des sauts ponctuelles de FWHM bien au-delà des spécifications exigées. C'est ce qu'on observe sur les figures 4.13 et 4.14 : certains modes, en particulier l'astigmatisme oblique, subissent une variation brusque et de grande amplitude qui n'est pas corrigée par le système d'OA à 47 Hz, par suite, le Strehl s'effondre et la FWHM axiale (courbe verte) augmente soudainement.

Ces limitations de l'efficacité de correction, qui peuvent survenir même à une fréquence de boucle aussi élevée que 47 Hz, mettent en évidence la nécessité de trouver un moyen de prévoir ces sauts importants de FWHM pour être en mesure de couper le laser avant qu'ils se produisent, et ainsi de rester conforme aux spécifications à tout instant. La série temporelle d'aberrations présentée sur la figure 4.13a a déjà été étudiée au chapitre 3 (voir figure 3.55e), où nous avons mis en évidence que cette variation rapide et de grande amplitude observée sur le niveau d'aberrations était liée à une micro-saccade. Dans un cas comme celui-là où le saut de FWHM est concomitant à une micro-saccade, une détection très haute fréquence du début du mouvement pupillaire pourrait être une solution pour prévoir le saut de FWHM.

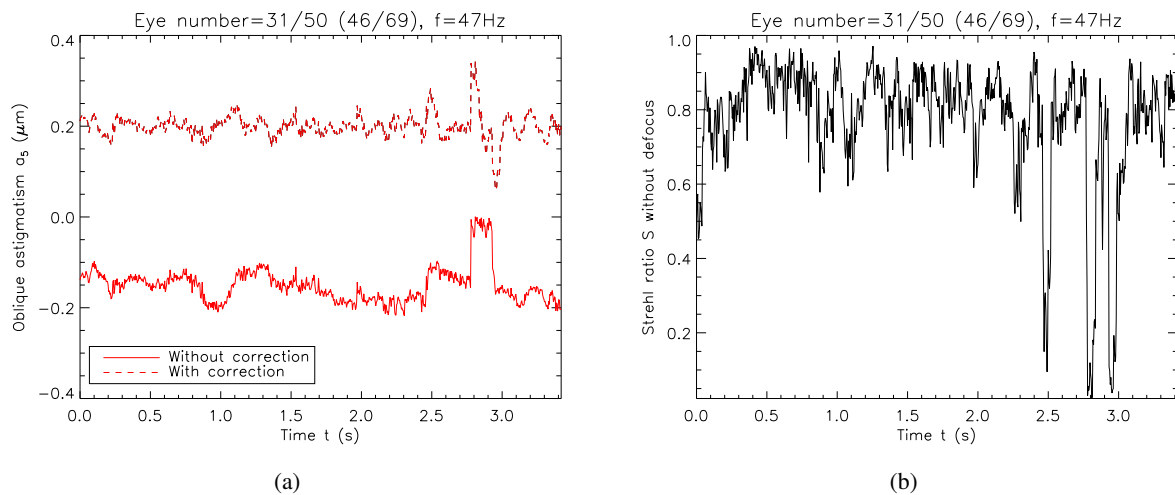


FIGURE 4.13 – Séries temporelles d'aberrations et de Strehl obtenues sur l'œil 46 (31/50) avec une correction dynamique des aberrations à 47 Hz. (a) Série temporelle d'astigmatisme oblique obtenue avec OA (en tirets), en regard de la série temporelle obtenue sans OA (en trait continu). (b) Série temporelle de Strehl obtenue avec OA. Le rapport de Strehl a été calculé sans le défocus, car le défocus ne joue pas sur l'extension axiale de la tache focale, à laquelle nous nous intéressons ici (il fait apparaître des variations de Strehl liées au positionnement axial de la tache).

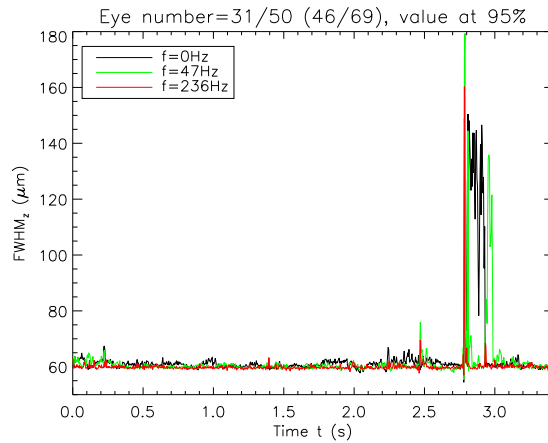


FIGURE 4.14 – Séries temporelles de FWHM axiale obtenues sur l’œil 46 (31/50) avec OA pour différentes fréquences de boucle.

4.4 Conclusion

Pour répondre à la problématique présentée au chapitre 1 sur le confinement axial du laser de photocoagulation, nous avons envisagé dans ce chapitre de travailler avec un système laser ouvert à $f/3.33$ et de corriger les aberrations oculaires par un système d’optique adaptative. Une étude préliminaire a en effet mis en évidence que la correction des aberrations oculaires est indispensable pour assurer les performances dont les médecins ont besoin, en ce qui concerne l’extension de l’impact laser et sa précision de positionnement dans la rétine, et qui sont rendues accessibles par l’augmentation d’ouverture du laser.

La base de données d’aberrométrie créée dans l’étude SCRAT1 nous a permis d’étudier au travers de simulations temporelles les performances requises sur la fréquence de boucle de l’OA pour atteindre les spécifications demandées sur l’extension axiale de l’impact laser. Ces simulations ont montré qu’une correction très haute cadence des aberrations dynamiques est nécessaire pour garantir à tout instant les spécifications posées.

Il apparaît que même avec une fréquence de boucle aussi élevée que 47 Hz, des sauts importants sur la FWHM axiale de l’impact peuvent être constatés. Ces sauts surviennent lorsque des variations rapides et de grande amplitude du niveau d’aberrations échappent à la correction de la boucle. Travailler à une telle cadence de boucle nécessiterait donc de mettre en place un système permettant d’anticiper ces sauts de FWHM, dans le but de couper le laser à temps, i.e. avant que ces sauts de FWHM ne se produisent, pour assurer les spécifications imposées à tout moment du traitement.

Dans ce chapitre et le précédent, nous nous sommes concentrés sur l’étude des erreurs liées à l’OA : l’erreur temporelle, l’erreur de fitting, l’erreur de bruit. Dans la pratique, d’autres sources d’erreur liées au système et à sa calibration peuvent être d’importance (voir budget d’erreur équation 1.16). Nous allons maintenant nous confronter à toutes ces sources d’erreur à la fois avec la réalisation d’un système d’OA pour l’œil.

Chapitre 5

Réalisation d'un banc de test d'optique adaptative (SCRAT2)

Sommaire

5.1	Formulation des objectifs scientifiques du banc SCRAT2	184
5.2	Définition des spécifications haut niveau du banc SCRAT2	185
5.2.1	Spécifications sur les performances	185
5.2.2	Spécifications sur le système	186
5.3	Étude de faisabilité du banc SCRAT2	191
5.3.1	Budget d'erreur OA	191
5.3.2	Budget de photons	192
5.4	Définition du banc SCRAT2	198
5.4.1	Définition opto-mécanique	198
5.4.2	Module Injection	199
5.4.3	Module Correction et Transport	201
5.4.4	Module Analyse	202
5.4.5	Module Contrôle : Calculateur temps Réel (RTC)	203
5.4.6	Module Œil de référence	203
5.4.7	Module Œil de diagnostic	203
5.4.8	Module Fixation	203
5.5	Mise en œuvre et premiers tests sur le banc SCRAT2	203
5.5.1	Performances sur la phase statique : PSF en boucle fermée	204
5.5.2	Performances sur la phase dynamique : fonction de transfert de réjection à 60 Hz	205
5.5.3	Performances sur œil : premières images de rétine	205
5.6	Conclusion	207

Le but du deuxième volet du projet SCRAT (*Sensing and Correction of ocular Aberrations*) est de mettre en œuvre un banc de test d'optique adaptative appliqué à l'imagerie haute résolution de la rétine afin de mieux appréhender les problèmes pratiques que pose la correction des aberrations de l'œil. La réalisation du banc SCRAT2 a débuté avec l'expression du besoin et le développement du concept optique en novembre 2013, soit en parallèle de l'étude SCRAT1, et n'a donc pas profité des conclusions tirées plus tard de l'étude d'aberrométrie. Dans ce chapitre, nous présentons les différentes étapes de conception qui nous ont amenés à la définition du banc SCRAT2, ainsi que les premiers résultats obtenus sur le banc.

Pour commencer, les objectifs scientifiques seront formulés en 5.1 et les performances à atteindre avec les spécifications système, notamment l’architecture globale, définies en 5.2. Nous étudierons ensuite la faisabilité du système souhaité vis-vis du budget d’erreur OA et du budget de photons en 5.3. Nous présenterons enfin la définition du banc à laquelle nous avons abouti en 5.4.

Le banc a été intégré progressivement une fois le matériel approvisionné à compter de la fin de l’été 2014. Nous fournirons quelques éléments sur la caractérisation globale du banc et les premiers tests en 5.5.

5.1 Formulation des objectifs scientifiques du banc SCRAT2

La deuxième partie du projet SCRAT porte sur la correction des aberrations de l’œil par un système d’optique adaptative.

L’objectif premier est de concevoir, intégrer et faire fonctionner sur au moins une dizaine d’yeux un banc d’optique adaptative pour l’œil (le banc SCRAT2), afin de se familiariser avec la mise en œuvre expérimentale et détecter les points durs que soulèvent la réalisation et l’utilisation sur œil réel d’un tel système, avant de se lancer dans la réalisation d’un tel système pour la thérapie laser.

Pour rendre compte en direct de la qualité de correction de la boucle, il est prévu d’intégrer au banc SCRAT2 un système d’imagerie plein champ de la rétine. Pour étudier plus amplement les performances du système d’OA, la phase résiduelle et les différents termes d’erreurs du budget d’erreur OA (voir 1.4.3) devront être analysés.

En outre, nous souhaitons sur SCRAT2 explorer les concepts d’optimisation du système d’OA suivants :

▷ correction haute fréquence des aberrations oculaires :

La majorité des systèmes d’optique adaptative mis en œuvre en ophtalmologie tournent autour de 15 – 30 Hz et présentent une bande passante autour de 1 – 2 Hz, en accord avec les recommandations données par Hofer *et al.* (voir 1.4.2). Associé à quelques traitements (filtrage, recalage de courtes poses), cela suffit pour faire une bonne imagerie des cônes sur quelques degrés dans la direction d’analyse du front d’onde, surtout qu’un système d’imagerie n’a pas besoin d’être efficace à tout instant. En effet, l’acquisition peut être répétée ; les images acquises quand le système corrige mal les aberrations oculaires et que le résidu de correction est important peuvent facilement être identifiées et écartées pendant la phase de traitement (par exemple au niveau des sauts rapides du niveau d’aberrations qui peuvent échapper à la correction de la boucle, cas illustré sur la figure 4.13a). En revanche, pour ce qui nous intéresse, la thérapie laser, comme on l’a montré au chapitre 4, le système d’OA doit absolument tourner au plus vite pour que le laser fournisse un impact aux spécifications (confiné dans un cube de $70\text{ }\mu\text{m}$) à tout instant.

Le banc SCRAT2 doit permettre de vérifier par l’expérience les résultats des simulations temporelles menées en 3.2.2 et en 4.3 pour dimensionner la fréquence d’échantillonnage d’un système d’OA pour l’œil. Il nous faudra étudier la phase résiduelle en fonction de la fréquence de boucle sur une population d’yeux ¹, et pour cela, disposer d’un calculateur temps réel (RTC) complète-

1. Diaz-Santana *et al.* [Diaz-Santana *et al.*, 2003] se sont déjà intéressés à cette question de l’évolution des performances avec la bande passante. Ils ont réalisé une expérience sur 4 yeux, dont les résultats tendent à montrer que travailler avec des bandes passantes plus élevées que 1 – 2 Hz permet d’atteindre de meilleures performances en termes de rapport de Strehl. Ils ont rapporté une bande passante typique de leur système autour de 10 Hz et une bande passante maximale de 25 Hz, avec un ASO tournant à 240 Hz. Nous avons néanmoins relevé plusieurs éléments qui rendent les conclusions quantitatives difficiles à tirer de leur étude et nous motivent à étudier plus en détails l’impact de la bande passante sur les performances du système d’OA :

— Sur la phase résiduelle : ils ne présentent pas de budget d’erreur mais ont certainement une erreur de fitting importante (ils constatent que leur DM limite leur possibilité de correction, il n’y a que 3.5 actionneurs dans le diamètre de leur pupille de 4 mm) et une erreur d’aliasing importante (leur ASO ne comporte que 21 microlentilles au total sur une pupille de

ment paramétrable.

▷ **stabilisation pupillaire :**

L'installation du dispositif de stabilisation pupillaire est prévue en premier lieu pour permettre de travailler avec une pupille fixe sur l'ASO et le miroir déformable, car une pupille mobile complexifie la commande², mais d'autres intérêts sont également poursuivis avec la mise en œuvre de cette stabilisation.

Au stade de l'expression des objectifs de SCRAT2, nous ne disposons pas des résultats de l'étude sur la contribution des mouvements oculaires dans la dynamique des aberrations et pensons que l'implantation d'une stabilisation pupillaire permettra de corriger une partie importante des aberrations dynamiques. Le banc SCRAT2 doit permettre d'évaluer expérimentalement l'impact de la stabilisation pupillaire sur la correction des aberrations dynamiques.

Par ailleurs, le banc pourrait être ultérieurement (au-delà de cette thèse) utilisé sur d'autres projets pour examiner des questions d'ordre physiologique, en particulier l'effet Stiles Crawford (voir 1.1) dont l'étude requière de disposer d'un contrôle total du stimulus pour comprendre les phénomènes observés. La maîtrise du positionnement du faisceau d'entrée par rapport à la pupille de l'œil sera alors recherchée. Nous ferons en sorte que le design du banc soit compatible avec cette étude secondaire.

En résumé, les objectifs principaux du projet SCRAT2 sont :

- **Objectif 1 :** Fournir au projet photocoagulation laser assistée par OA un retour d'expérience sur la mise en œuvre d'un système d'optique adaptative pour l'œil.
- **Objectif 2 :** Démontrer les performances de SCRAT2 par une imagerie haute résolution de la rétine.
- **Objectif 3 :** Confirmer par l'expérience les résultats obtenus par simulation au chapitre 3 en ce qui concerne l'estimation de l'erreur temporelle en fonction de la fréquence de boucle et l'impact des mouvements pupillaires dans la dynamique des aberrations.

5.2 Définition des spécifications haut niveau du banc SCRAT2

5.2.1 Spécifications sur les performances

Résolution de l'imagerie rétinienne

Nous désirons disposer d'un dispositif plein champ permettant de résoudre les cônes. Le diamètre des cônes varie de 1 à 4 μm dans la macula et dépasse 4 μm à l'extérieur. Plus on s'éloigne du centre de la fovéa, plus la densité de cônes diminue au profit d'une augmentation du nombre de bâtonnets, la fovéola étant exclusivement constituée de cônes (voir 1.1). Nous voulons au moins voir les cônes situés

4 mm). Ils n'ont pas d'imagerie plein champ pour illustrer leur performance (ils acquièrent tout de même des PSF en double passage qui rendent compte de l'effet de la correction mais ces dernières ne sont malheureusement pas analysées, en tout cas dans leur article).

- Sur la méthode utilisée : pour faire varier la bande passante, ils font varier le gain de la boucle, ce qui est une approche assez discutable. En effet, selon le gain choisi, l'amplitude de l'overshoot varie et conduit à une amplification variable des hautes fréquences (voir 1.4.1). Les rapports de Strehl qu'ils mesurent à différentes bandes passantes sur un même œil résultent donc de la conjugaison de plusieurs phénomènes (atténuation d'une certaine gamme de fréquence, amplification d'une autre gamme de fréquence) et sont par suite difficiles à interpréter.
- Sur la population étudiée : l'échantillon de population qu'ils examinent ne comporte que 4 yeux.

Le RTC du banc SCRAT2 doit être complètement paramétrable, pour notamment permettre de jouer sur la fréquence d'échantillonnage pour faire varier la bande passante.

2. Pour avoir une pupille fixe, on peut soit définir une pupille fixe plus petite que la pupille de l'œil de façon à ne pas voir les mouvements oculaires (tant que ces derniers ne sont pas d'amplitude trop importante), soit stabiliser la pupille de l'œil pour pouvoir travailler sur la pleine pupille.

à quelques degrés d'excentricité dans la macula et visons une résolution latérale de $2 - 3 \mu\text{m}$. La limite de diffraction ne doit donc pas dépasser les $2 \mu\text{m}$.

Champ d'observation de la rétine

Nous nous focalisons sur l'observation de la macula (champ de 18° centré sur la foveola) et cherchons à observer la portion de champ la plus élevée possible tout en assurant la résolution latérale que nous nous sommes fixée. D'après les données de mouvements de pupille³ recueillies par Emica *et al.* [Emica, 2012] et les observations de Hammer *et al.* [Hammer *et al.*, 2011], les mouvements des meilleurs fixateurs sont de l'ordre de 0.5° (soit $150 \mu\text{m}$) sur la rétine et les mouvements des moins bons de l'ordre de 2 à 3° (soit $600 \mu\text{m}$ à $900 \mu\text{m}$). Pour être sûr d'avoir un recoupement des images de rétine en l'absence de tracking, le champ d'observation doit être au minimum de 3° sur la rétine. Il est inutile que le champ soit beaucoup plus grand que ça car l'anisoplanétisme limite le champ d'efficacité de la correction apportée par l'OA [Bedggood *et al.*, 2008] (voir 1.4.3). Nous fixons le champ maximum à 4° .

Cadence de l'imagerie

Pour éviter d'avoir un flou de bougé lié aux mouvements oculaires sur la caméra d'imagerie rétinienne, les acquisitions doivent être faites avec un temps d'exposition court entre 5 ms et 10 ms.

Cadence de la boucle et résidu

Pour réaliser les objectifs de SCRAT2, nous voulons un système d'OA opérationnel à 50 Hz minimum. A cette fréquence, avec un système optique de qualité, nous espérons atteindre une erreur résiduelle sur la WFE inférieure à $0.1 \mu\text{m}$ (usuellement rapportée dans la littérature 1.4.2).

Champ pupillaire et stabilisation

Nous nous limitons, comme sur SCRAT1, à un champ pupillaire de 10 mm. La pupille doit pouvoir être stabilisée sur le DM à $1/20$ d'actionneur près.

Conditions de l'étude

L'étude doit bien sûr respecter les normes de sécurité oculaire et les tests sur œil être faits dans le cadre d'un protocole d'essais cliniques.

5.2.2 Spécifications sur le système

Nous allons maintenant poser les spécifications sur le système, en premier lieu sur l'architecture globale, en deuxième lieu sur les modules dont nous allons pointer le besoin.

Architecture globale

Liste des modules nécessaires Le banc SCRAT2 doit s'articuler autour de plusieurs modules :

- un module Injection permettant de :
 - délivrer une illumination grand champ pour l'imagerie de la rétine (sous-module Source RET),

3. Le centre de rotation de l'œil se situe sur l'axe optique à peu près à équidistance de la rétine et de la pupille. Aux petits angles et si les mouvements de la rétine ne résultent que des mouvements du globe oculaire, un déplacement de x mm de la pupille correspond à un déplacement de x mm de la rétine et un déplacement angulaire de x/f_{eq} avec f_{eq} la focale équivalente de l'œil.

- créer une source ponctuelle sur la rétine pour l'analyse de surface d'onde (sous-module Source ASO),
- contrôler le profil d'intensité pupillaire pour gérer les réflexions parasites sur la cornée et maîtriser le point d'entrée du faisceau d'illumination au niveau de la pupille (sous-module Masque pupillaire) ;
- un module Analyse et Imagerie pour :
 - l'imagerie de la rétine (sous-module IRET),
 - l'imagerie de la pupille (sous-module IPUP) (en option pour le contrôle, nous avons démontré que la pupille pouvait être suivie avec l'ASO en 3.1.2),
 - l'analyse de surface d'onde (sous-module ASO) ;
- un module Correction assurant :
 - la correction du front d'onde oculaire avec un miroir déformable (sous-module DM),
 - la stabilisation de pupille avec un miroir de tip/tilt (sous-module PPTM) ;
- un module Contrôle se résumant au Calculateur Temps Réel (RTC) et fournissant un asservissement temps-réel sur le front d'onde (via le DM) et la position pupillaire (via le PPTM) à partir des mesures ASO effectuées ;
- des modules de calibration permettant de :
 - mesurer des pentes de référence sur l'ASO (module Œil de référence),
 - déterminer la matrice d'interaction, i.e. le lien entre tensions du DM et pentes mesurées sur l'ASO (œil de diagnostic),
 - acquérir des images sur œil artificiel (module Œil de diagnostic) ;
- un module Fixation définissant, côté sujet examiné, un objet à fixer et garantissant une bonne fixation du sujet examiné.

Arrangement des différents modules En ce qui concerne le module Injection, il peut être placé en amont du module Correction ou au plus près de l'œil. L'avantage d'avoir le module Injection au plus près de l'œil est que cela permet d'éviter d'avoir à gérer les réflexions parasites du flux d'illumination sur les optiques de relai (s'il s'agit de lentilles) entre le DM et l'œil sur le trajet aller (du module Injection vers l'œil). Cependant, nous choisissons plutôt d'avoir le module Injection en amont du module Correction, les faisceaux d'illumination seront alors dits en « aller-retour » sur le DM et le PPTM, et cela pour :

- contrôler la qualité de focalisation du faisceau ASO à travers l'œil (intéressant seulement si le diamètre du faisceau ASO en entrée d'œil est supérieur à 2 mm, en dessous, l'image du faisceau ASO est limitée par la diffraction, voir 1.3.2) : dans la configuration où le module Injection passe à l'aller par le module Correction, la qualité de la source ASO formée sur la rétine est contrôlée par le DM et le rapport signal à bruit des spots ASO maximisé (voir 3.2.2 §4) ;
- contrôler le point d'entrée dans la pupille (et éventuellement aussi la position de focalisation sur la rétine) des faisceaux d'illumination : dans la configuration où le module Injection passe à l'aller par le module Correction, le positionnement des faisceaux dans le plan pupille défini par le sous-module Masque pupillaire peut être contrôlé par le PPTM (et le positionnement sur la rétine par le DM en contrôle tip/tilt) ; ce contrôle des faisceaux incidents nous permettra d'étudier ultérieurement l'effet Stiles Crawford ;
- disposer d'un outil supplémentaire de contrôle de la qualité de correction, particulièrement intéressant vis-à-vis du projet photocoagulation laser assistée par OA : la PSF de la source ASO en double passage à travers l'œil qui rend compte de l'étalement de la tache focale formée par une source ponctuelle (la source ASO) au fond de l'œil, et donc des performances que l'on pourrait avoir sur le confinement de l'impact du laser de photocoagulation.

Pour ce qui est de l'arrangement des autres modules, la boucle d'OA doit fonctionner en boucle fermée, par suite, le module Correction doit précéder le module Analyse. Le DM doit être positionné en

plan pupille et le PPTM à proximité d'un plan focal image.

Le module Œil de référence, prévu pour la calibration de l'ASO, doit être placé au plus près du dispositif d'imagerie de la rétine, ainsi le front d'onde aberrant est optimisé par l'OA au voisinage de la voie d'imagerie. Le module Œil de diagnostic, prévu pour la calibration de l'OA (matrice d'interaction) et les tests sur œil artificiel, doit quant à lui être placé au plus près de l'œil et passer par le module Correction.

Gestion des flux Pour récupérer sur chaque instrument d'analyse le flux d'intérêt, une discrimination en longueur d'onde est prévue : la longueur d'onde de la source ASO λ_{ASO} doit être différente de la longueur d'onde de la source d'illumination grand champ λ_{RET} ; des lames dichroïques doivent assurer le couplage et découplage de ces deux longueurs d'onde. Il est important que le flux de la source large utilisée pour l'imagerie de la rétine ne parasite pas trop les images ASO. A l'inverse, nous aimerions qu'une partie du flux de la source ASO arrive sur la caméra rétinienne pour pouvoir analyser la PSF double passage à travers l'œil de la source ASO.

Définition de la pupille La pupille doit être définie à l'aller par le sous-module Masque pupillaire commun aux deux sous-modules d'éclairement. Au retour, elle doit être limitée par la pupille de l'œil (elle pourra éventuellement être fixée au niveau du DM en ajoutant un masque sur ce dernier). Le champ pupillaire fixé à 10 mm définit la taille maximale de la pupille du système. Nous appelons cette pupille de 10 mm de diamètre la *pupille Extrême*. Cette pupille n'a pas de sens physique : la pupille de l'œil ne dépassera jamais les 8 mm mais sera incluse dans cette pupille dite *pupille Extrême*.

Bilan Tous ces points nous amènent à l'architecture globale présentée sur la figure 5.1, mettant en évidence les différents module, leurs fonctions et leur arrangement les uns par rapport aux autres, ainsi que les différents flux à gérer.

Module Fixation

Pour être en mesure d'observer l'ensemble de la macula, il faut prévoir une mire de fixation éclairée dans le visible offrant un champ entre 15 et 20°.

Module Injection

Choix des sources Plusieurs paramètres sont à prendre en compte dans le choix des longueurs d'onde et des largeurs spectrales des sources ASO et RET :

- La réponse spectrale des différents milieux oculaires précédant la rétine (voir 1.39) :
L'œil répond différemment selon la longueur d'onde. Sa transmission spectrale augmente des courtes longueurs d'onde du visible au proche infrarouge avec un pic de transmission autour de 850 nm. A 1000 nm, la transmission chute puis ré-augmente avant de diminuer à nouveau jusqu'à un deuxième minimum local à 1250 nm et de s'effondrer totalement autour de 1450 nm.
- La réflectance de la rétine (voir 1.4.3) :
La réflectance de la rétine augmente des courtes longueur d'onde du visible au proche infrarouge avec un pic de réflectance autour de 820 nm. La réflectance directionnelle, qui émane des photorécepteurs, est maximale dans le visible avec un pic de réflectance directionnelle autour de 525 nm. C'est la part directionnelle qui forme le signal des spots ASO. Plus la part non-directionnelle est importante, plus le fond diffus dans les images ASO est important et plus le rapport signal à bruit des spots ASO est mauvais. Pour l'imagerie plein champ, le contraste des photorécepteurs est d'autant meilleur qu'une grande part du flux rétrodiffusé est issu du flux rétro-guidé par les photorécepteurs.

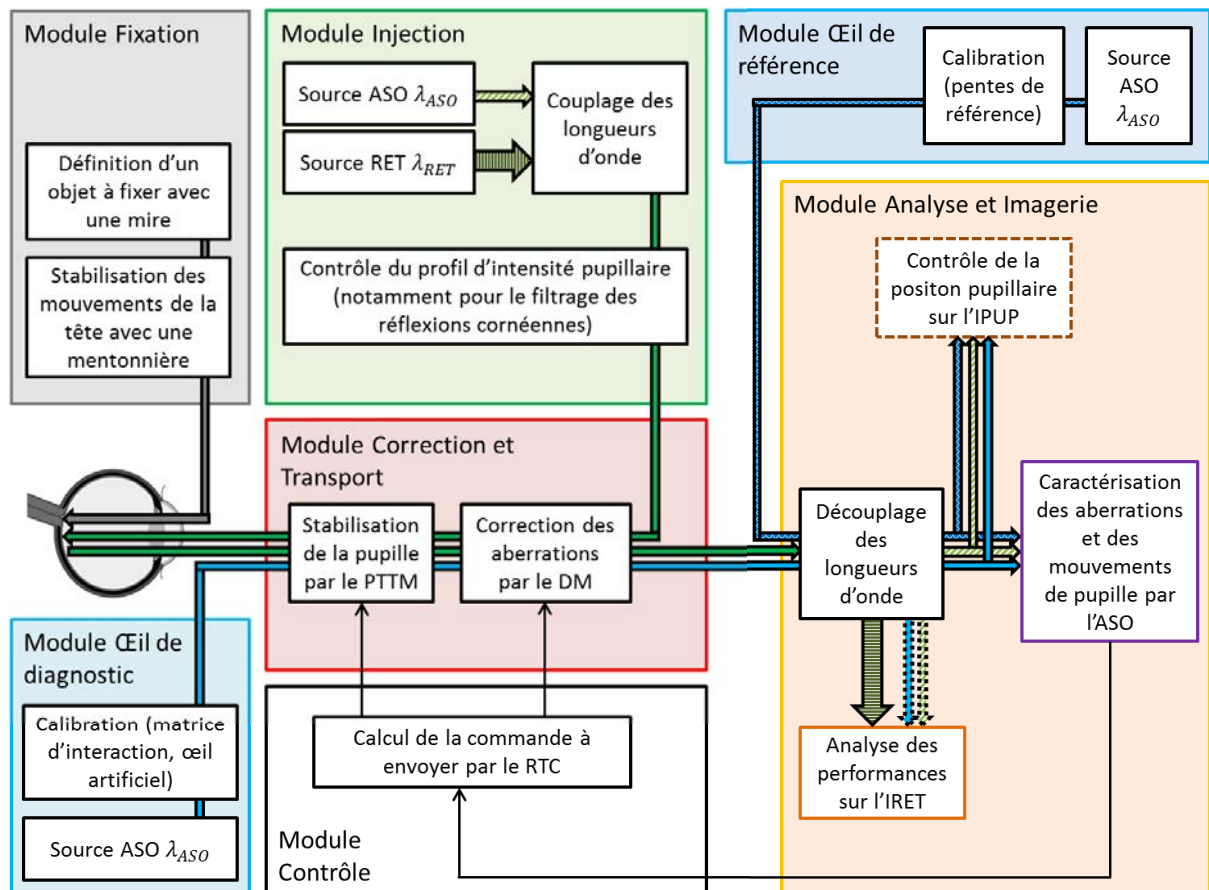


FIGURE 5.1 – Architecture globale du banc SCRAT2. Mise en évidence des fonctions des différents modules et des différents flux (symbolisés par les flèches pleines).

- Le domaine spectral de sensibilité des caméras disponibles :
Le rendement quantique des caméras Silicium est nul au-delà de $1\ \mu\text{m}$.
- La limite de diffraction :
Plus la longueur d'onde est élevée, plus la limite de diffraction est élevée. Pour une pupille de l'œil de 8 mm, la longueur d'onde d'imagerie doit être au maximum de 940 nm pour que la limite de diffraction (i.e. la résolution ultime) soit inférieure à $2\ \mu\text{m}$.
- Les aberrations chromatiques entre la longueur d'onde de la source ASO et la longueur d'onde de la source RET (voir 1.3.2) :
Le niveau d'aberrations augmente avec la longueur d'onde [Marcos *et al.*, 1999].
- Le speckle :
Avec des sources très cohérentes temporellement, les spots ASO sont entachés de speckle et l'exploitation des images ASO devient très compliquée [Hofer *et al.*, 2001a].
- La sécurité oculaire dans les différents milieux de l'œil :
Les normes de sécurité oculaire sont moins restrictives dans l'infrarouge que dans le visible par rapport à l'exposition maximale permise sur la rétine (le risque se limite à un risque thermique dans l'IR) et le facteur de pondération du danger thermique diminue entre 700 nm et 1400 nm.
- Le confort du sujet :
Dans le proche infrarouge, le sujet ressent moins la sensation d'éblouissement.
- La réponse pupillaire :
Dans l'infrarouge, le sujet ne perçoit pas la lumière et sa pupille reste donc très ouverte naturellement.

Nous nous orientons vers le proche infrarouge (entre 700 nm et 900 nm) pour les deux sources pour maximiser le nombre de photons sortant de l'œil (éclairage maximal permis et transmission oculaire double passage maximaux dans le proche IR), avoir une limite de diffraction de l'ordre de $2\ \mu\text{m}$ et bénéficier d'un certain confort pendant l'examen. La largeur spectrale des sources doit faire quelques dizaines de nanomètres pour éviter le speckle.

Au vu de ces spécifications, des puissances maximales données par les normes (de l'ordre de quelques centaines de microwatts pour la source ASO, de l'ordre de la dizaine de milliwatts pour la source RET) et des sources disponibles sur le marché, nous choisissons :

- pour la source ASO : une source SLED OMICRON à 750 nm de largeur spectrale 20 nm pouvant délivrer jusqu'à quelques milliwatts (du même type que celle de SCRAT1),
- pour la source RET : une source LED OMICRON à 860 nm de largeur spectrale 60 nm pouvant délivrer jusqu'à quelques centaines de milliwatts.

Sous-module Masque pupillaire Le sous-module Masque pupillaire, commun aux deux sous-modules d'éclairage, doit permettre de définir le point d'entrée du faisceau incident par rapport à la pupille de l'œil et sa taille. Nous envisageons un éclairage sur l'axe (du système optique) et ce sous-module doit aussi filtrer, en plan pupille, les réflexions spéculaires sur la cornée. Pour ce sous-module, deux configurations doivent être prévues :

- configuration 1 : simple diaphragme (ce que nous allons utiliser ici),
- configuration 2 : masque pupillaire modulable (à définir plus tard pour l'étude de l'effet Stiles-Crawford).

Module Analyse

Les sous-modules ASO et IPUP doivent être adaptés de ceux du biomètre SCRAT1. Le sous-module IPUP est prévu pour le contrôle de la position pupillaire, il est facultatif et ne doit pas contraindre le

dimensionnement du système.

Le sous-module IRET doit être échantillonné à Shannon pour une pupille de 8 mm. La taille du pixel caméra doit donc correspondre à $1\text{ }\mu\text{m}$ sur la rétine, puisque la limite de diffraction doit être de l'ordre de $2\text{ }\mu\text{m}$.

Module Correction

Le DM disponible pour le banc SCRAT2 est le DM88 développé par la société Alpao : surface continue, technologie magnétique, grille cartésienne de 8×8 actionneurs, distance inter-actionneur (*pitch*) de 2.5 mm, course (*stroke*) élevée de $40\text{ }\mu\text{m}$ (correspondant à une déformation mécanique maximale de $\pm 10\text{ }\mu\text{m}$), couplage de 65 %, temps de réponse de 2 ms, diamètre de 20 mm (avec possibilité d'ajouter un masque dessus pour réduire la taille de la pupille).

Module Contrôle

Le RTC doit :

- permettre d'atteindre au minimum une fréquence de boucle de 50 Hz,
- offrir la possibilité de commander le DM pour précompenser les défauts de réfraction statiques de l'œil (sphère, cylindre) avant le début de l'examen : sans précompensation, pour les yeux présentant des défauts statiques importants, les spots sur l'ASO peuvent être très étalés (voir [B.3.1](#)), le RSB des spots peut alors devenir critique et la mesure des aberrations impossible,
- être paramétrable : la fréquence d'échantillonnage, le gain, les analyses faites en temps réel et les paramètres sauvegardés doivent pouvoir être choisis.

5.3 Étude de faisabilité du banc SCRAT2

Les performances atteignables sur un banc d'OA sont limitées par la dynamique de mesure et de correction, les aberrations non corrigées (voir budget d'erreur OA en [1.4.3](#)), ainsi que le flux disponible.

La démarche adoptée est de s'assurer que l'architecture et les composants fixés par les spécifications sur le système sont compatibles avec les performances visées. Tout d'abord, nous listons les erreurs principales du budget d'erreur OA auxquelles nous sommes amenés à être confrontés au niveau de l'imagerie rétinienne. Ensuite, nous vérifions qu'un banc dimensionné avec des transmissions optimales et une caméra du type de celle utilisée pour l'ASO (sCMOS combinant haute cadence, large flot de pixels et faible bruit) permet d'acquérir des images de qualité raisonnable en considérant des puissances incidentes pour les sources ponctuelle et grand champ conformes aux normes de sécurité oculaire.

5.3.1 Budget d'erreur OA

Les erreurs liées à l'OA sont :

- L'erreur d'aliasing $\text{SWFE}_{\text{aliasing}}$:
En utilisant sur SCRAT2 un ASO similaire à celui du biomètre SCRAT1, nous ne nous attendons pas à subir trop de repliement. Pour minimiser l'aliasing sur SCRAT1, nous avons pris 22 microlentilles sur un diamètre de 7 mm.
- L'erreur de fitting $\text{SWFE}_{\text{fitting}}$:
Le DM pris pour SCRAT2 est un ALPAO 88. Les propriétés de ce DM sont compatibles avec l'OA pour l'ophtalmologie (voir [1.4.2](#)) : il possède un nombre d'actionneurs raisonnable (8 dans le diamètre) vis-à-vis de la correction des hauts ordres (voir tableau [1.2](#)) et une course suffisante ($40\text{ }\mu\text{m}$) pour la correction des bas ordres d'une grande partie de la population (voir tableau [1.3](#)) ;

sa taille (20 mm) est correcte et n'implique pas d'avoir des systèmes de transfert de longueur démesurée (en l'occurrence, avoir un champ pupillaire de 10 mm comme spécifié implique d'avoir un grandissement 2 entre la pupille de l'œil et le DM).

Notons qu'utilisé sur une pupille aussi grande que 10 mm de diamètre, comme il est prévu de le faire sur SCRAT2, le DM paraît quand même un peu sous-échantillonné en nombre d'actionneurs.

- L'erreur temporelle $SWFE_{temp}$:

Avec un RTC tournant à une cadence de minimum 50 Hz, le système SCRAT2 sera un des plus rapides à tourner sur œil. Une des problématiques auxquelles SCRAT2 doit répondre est justement l'étude de l'évolution de l'erreur temporelle avec la fréquence d'échantillonnage.

- l'erreur de bruit de mesure ASO $SWFE_{bruit}$:

Dans la configuration choisie, dès lors que la boucle accroche, le faisceau ASO est corrigé par OA. Par suite, la taille de la tache ASO devrait être optimale par rapport au bruit de mesure (voir 3.2.2). L'erreur de bruit de mesure va dépendre du nombre de photo-électrons récoltés dans le spot Shack-Hartmann donc de la réflectance rétinienne, de la transmission du système (de l'œil vers l'ASO) et du rendement quantique de la caméra.

A ces erreurs s'ajoutent entre autres les erreurs liées aux aberrations non communes $SWFE_{NCPA}$, qu'il faudra tacher d'optimiser. A défaut, elles devront être prises en compte par le RTC et corrigées par le DM.

Sur une pupille de 10 mm de diamètre, la dynamique en focus affichée par le constructeur en termes de défocus PV est de : $a_{4PV} = 30 \mu m$, ce qui correspond à une dynamique de 2.4 D. Nous n'imposons aucune spécification particulière sur la gamme d'amétropie à corriger, ce qui nous laisse de la marge pour gérer la compensation des erreurs liées aux aberrations non communes par le DM, voire également des aberrations du système optique.

5.3.2 Budget de photons

Puissance limite et normes de sécurité oculaire

Pour déterminer le nombre de photons que l'on peut espérer avoir en sortie de l'œil, il faut se pencher sur les normes et savoir combien de photons il est possible d'envoyer sans risques dans l'œil. Les normes sont complexes et ne sont pas uniques (CEI, ANSI, ISO). Nous commencerons par donner celle pour laquelle nous avons opté et rendre compte de notre compréhension de la norme, car il est fondamental que les choses soient claires sur ce point vu les enjeux.

Choix de la norme Sur la plage de longueur d'onde choisie, à cheval sur le visible et l'IR-A, entre 700 nm et 900 nm, des lésions photo-chimiques (dans le visible) et thermiques (visible et IR-A) ainsi que des risques cataractogènes (dans l'IR) sont encourues dans le cas d'une exposition excessive. Il est impératif de suivre les normes de sécurité pour éviter tout problème de sécurité oculaire.

Au terme d'une comparaison entre la norme ANSI Z136.1 (2007¹) « *American National Standard for Safe Use of Lasers* » [ANSI, 2007], la norme CEI/IEC 60825-1 (2007¹) « Sécurité des appareils à laser, Partie 1 : Classification des matériels et exigences » [CEI, 2007] et la norme ISO 15004-2 (2007) « Instruments ophtalmiques, exigences fondamentales et méthodes d'essai, Partie 2 : Protection contre les dangers de la lumière » [ISO, 2007], nous choisissons de nous référer à la norme ISO qui s'avère être plus restrictive.

1. Attention, cette norme a été mise à jour récemment, en 2014.

La norme ISO spécifie les exigences sur la sécurité des instruments ophtalmiques. Elle classe les instruments en deux groupes. Les instruments du groupe 1 sont absolument sans danger, alors que les instruments du groupe 2 peuvent être potentiellement dangereux si les conditions d'utilisation ne sont pas rigoureusement appliquées. La norme ISO fournit des éclairagements énergétiques à ne pas dépasser au niveau des différents milieux oculaires (cornée, cristallin, autre plan du segment antérieur, rétine) contrairement à la norme ANSI qui fournit une seule limite en terme d'exposition maximale permise rapportée au niveau de la cornée (EMP).

Pour la cornée (C) et le cristallin (L) d'une part, et l'ensemble du segment antérieur (AS) d'autre part, les éclairagements énergétiques fournis par la norme ISO, E_{IR-CL} et E_{IR-AS} , correspondent à des grandeurs radiométriques et peuvent directement être reliés à l'éclairement émis par la source E :

$$\begin{cases} E_{IR-CL} &= \sum_{770\text{ nm}}^{2500\text{ nm}} E_{\lambda} \cdot \Delta_{\lambda} \\ E_{IR-AS} &= \sum_{380\text{ nm}}^{1200\text{ nm}} E_{\lambda} \cdot \Delta_{\lambda} \end{cases} \quad (5.1)$$

Pour la rétine (R), le critère sur lequel se base la norme est une grandeur photométrique qui prend en compte la sensibilité en fonction de la longueur d'onde, on parle d'éclairement énergétique pondéré :

$$E_{VIR-R} = \sum_{380\text{ nm}}^{1400\text{ nm}} E_{\lambda} \cdot R(\lambda) \cdot \Delta_{\lambda} \quad (5.2)$$

où $R(\lambda)$ est la fonction de pondération du danger thermique.

Les valeurs maximales permises d'éclairement énergétique E_{IR-CL} , E_{IR-AS} et E_{VIR-R} sont rapportées pour le groupe 1 et le groupe 2 dans le tableau 5.1 en distinguant pour la rétine la limite donnée pour la source ponctuelle (source ASO) et la limite donnée pour la source large (source RET).

Groupe	Milieu		Eclairement énergétique maximal	Limites de validité
1	Cornée Cristallin		20 mW/cm ²	$t_{exp} \leq 2h$
	Segment antérieur		4 W/cm ²	$t_{exp} \leq 2h$
	Rétine	source ASO	0.7 W/cm ²	$t_{exp} \leq 2h$
		source RET	0.7 W/cm ²	$t_{exp} \leq 2h$
2	Cornée Cristallin		100 mW/cm ²	
	Segment antérieur		20 W/cm ²	
	Rétine	source ASO	40 W/cm ²	$D_{sASO} \leq 30 \mu\text{m}$
		source RET	$\frac{1.2}{D_{sRET[mm]}} \text{ W/cm}^2$	$D_{sRET} \leq 1.7 \text{ mm}$

TABLE 5.1 – Éclairagements énergétiques maximaux permis au niveau des différents milieux oculaires, E_{IR-CL} , E_{IR-AS} et E_{VIR-R} , pour les sources ASO et RET considérées séparément, selon le groupe de l'instrument ophtalmique. D'après la norme ISO 15004-2 (2007) pour des instruments à ondes continues focalisant des faisceaux sur la rétine [ISO, 2007].

Nous décidons dans la suite de prendre comme limites celles du **groupe 1** qui sont les plus strictes par rapport à la sécurité oculaire. Ce sont par ailleurs les limites que Imagine Eyes considère pour leur caméra rétinienne (rtx1) [Viard *et al.*, 2011].

Puissances maximales permises pour les sources ASO et RET prises séparément Les puissances maximales que l'on peut envoyer dans l'œil sont évaluées à partir des éclairements énergétiques maximaux permis, des facteurs de pondération du danger thermique R_λ (pour la limite sur la rétine) et des surfaces éclairées au niveau des différents milieux. Nous considérons dans les calculs de puissance qui suivent :

- un modèle d'œil réduit où la cornée, la pupille et le cristallin sont confondus ; par suite, dès lors que la limite sur la cornée est respectée, les autres le sont ;
- les facteurs de pondération du danger thermique pour les sources ASO et RET suivants : $R(\lambda_{ASO} = 750 \text{ nm}) = 0.79$ et $R(\lambda_{RET} = 860 \text{ nm}) = 0.48$;
- un masque pupillaire (défini par le sous-module Masque pupillaire du module Injection) annulaire de diamètre externe/interne 8 mm/3 mm (soit une surface $S_{cornee} = 0.43 \text{ cm}^2$) ;
- un champ rétinien illuminé par la source RET carré de côté $D_{sRET} = 3^\circ$ (soit une surface $S_{retine} = 0.0081 \text{ cm}^2$) ;
- un champ rétinien illuminé par la source ASO circulaire de diamètre $D_{sASO} = 30 \mu\text{m}$; en effet, la norme ISO (comme la norme ANSI) considère qu'une source ponctuelle fait au mieux, même s'il y a correction par OA, $30 \mu\text{m}$ de diamètre sur la rétine étant donné les mouvements de fixation de l'œil (cela change à partir du moment où un *tracking* de la rétine est effectué, ce que nous ne réalisons pas dans SCRAT2).

Les limites données par la norme ISO groupe 1 sur les puissances des sources ASO (P_{ASO}) et RET (P_{RET}) considérées séparément au niveau des différents milieux oculaires (cornée/rétine) pour une surface illuminée sur la cornée de 0.43 cm^2 , sur la rétine de 0.0081 cm^2 avec la source RET et ponctuelle avec la source ASO sont :

$$P_{ASO_{retine}}^{max} = 6.2 \mu\text{W}; P_{RET_{retine}}^{max} = 11.8 \text{ mW}; P_{RET_{cornee}}^{max} = P_{ASO_{cornee}}^{max} = 8.6 \text{ mW} \quad (5.3)$$

où $P_{x_m}^{max}$ désigne la puissance maximale relative à la source x et au niveau du milieu m ($m = retine$ correspond à la rétine et $m = cornee$ à la cornée).

Finalement, les puissances limite des sources ASO (P_{ASO}) et RET (P_{RET}) sont donc :

$$P_{ASO} = P_{ASO_{retine}}^{max} = 6.2 \mu\text{W}; P_{RET} = P_{RET_{cornee}}^{max} = 8.6 \text{ mW} \quad (5.4)$$

On observe que la puissance limite de la source ASO est définie par la limite au niveau de la rétine et que la puissance limite de la source RET est définie par la limite au niveau de la cornée.

Puissances maximales permises pour les sources ASO et RET dans le cas où les deux sources coexistent Lorsque les deux sources d'illumination co-existent (cas nominal sur SCRAT2 puisque les deux sources fonctionnent en même temps et le faisceau ASO se superpose au faisceau RET), les éclairements limite s'additionnent et contraignent la source la plus large [ISO, 2007], la limite donnée pour chaque milieu oculaire m est alors :

$$\frac{E_{ASO_m}}{E_{ASO_m}^{max}} + \frac{E_{RET_m}}{E_{RET_m}^{max}} \leq 1 \quad (5.5)$$

avec E_{x_m} l'éclairement de la source x au niveau du milieu m et $E_{x_m}^{max}$ l'éclairement maximal permis de la source x au niveau du milieu m .

Nous définissons un point de fonctionnement μ_{ASO} répartissant l'éclairement maximal permis au niveau de la rétine entre les deux sources. Les puissances limite de la source ASO (P_{ASO}) et de la source RET (P_{RET}) dans le cas où les deux sources fonctionnent en même temps doivent alors respecter les

conditions suivantes :

$$\begin{cases} P_{ASO} \leq \mu_{ASO} \cdot P_{ASO_{retine}}^{max} \\ P_{RET} \leq (1 - \mu_{ASO}) \cdot P_{RET_{retine}}^{max} \\ P_{ASO} + P_{RET} \leq P_{RET_{cornee}}^{max} \end{cases} \quad (5.6)$$

où l'on rappelle que $P_{x_m}^{max}$ désigne la puissance maximale relative à la source x et au niveau du milieu m .

Pour que les conditions données par le système d'équations 5.6 soient respectées, sachant les puissances maximales définies à l'équation 5.3 au niveau de la rétine et de la cornée, pour une surface illuminée sur la cornée de 0.43 cm^2 , sur la rétine de 0.0081 cm^2 avec la source RET et ponctuelle avec la source ASO, il faut que le point de fonctionnement μ_{ASO} soit supérieur à 27 %. Les puissances maximales accessibles pour les sources ASO (P_{ASO}) et RET (P_{RET}) en fonction du point de fonctionnement μ_{ASO} sont données sur la figure 5.2.

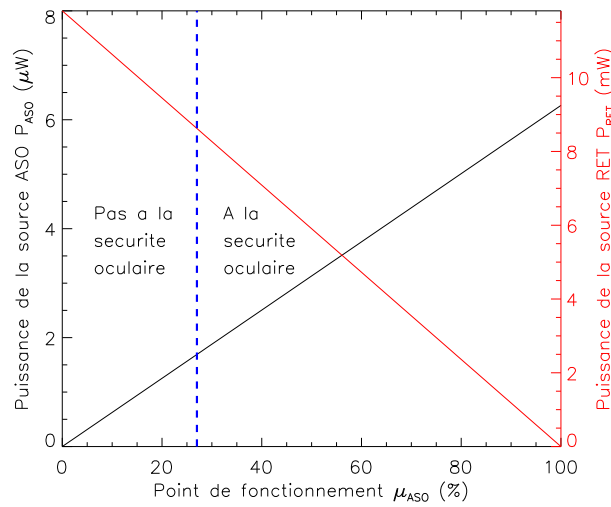


FIGURE 5.2 – Puissances maximales accessibles pour les sources ASO (P_{ASO}) et RET (P_{RET}) en fonction du point de fonctionnement μ_{ASO} pour une surface illuminée sur la cornée de 0.43 cm^2 , sur la rétine de 0.0081 cm^2 avec la source RET et ponctuelle avec la source ASO, sachant : $P_{ASO_{retine}}^{max} = 6.2 \mu\text{W}$ et $P_{RET_{retine}}^{max} = 11.8 \text{ mW}$. En noir, pour la source ASO. En rouge, pour la source RET. Les points de fonctionnement sur $[0 \%, 27 \%]$ ne sont pas accessibles car ils correspondent à une puissance cumulée sur la cornée supérieure à $P_{RET_{cornee}}^{max} = 8.6 \text{ mW}$, qui est le maximum permis sur la cornée.

Les différents couples de puissance (P_{ASO}, P_{RET}) compatibles avec la sécurité oculaire définissent le nombre de photons limite que l'on peut envoyer dans l'œil aux longueurs d'onde ASO et RET, et par suite, conditionnent le nombre de photons sortant de l'œil. Nous allons maintenant nous placer sur le chemin retour, côté analyse, et étudier le RSB optimal que l'on pourrait avoir.

Rapport signal à bruit

Sachant que le flux entrant dans l'œil est limité par les normes de sécurité oculaire, pour maximiser le rapport signal à bruit sur les caméras d'imagerie tout en travaillant avec un temps de pose assez court pour assurer une cadence rapide de l'imagerie et de la boucle, notre logique est d'optimiser le chemin retour (de l'œil vers les instruments) en jouant sur la transmission des voies, le rendement quantique et le bruit de lecture des caméras.

Transmission Pour maximiser la transmission, seulement 3 lames séparatrices sont prévues : LS_{inj} introduisant le module Injection, LS_{IPUP} introduisant le module IPUP et LS_{fix} introduisant le module Fixation. Pour introduire le module Œil de diagnostic, nous optons plutôt pour un miroir amovible. Quant au module Œil de référence, nous choisissons de l'introduire en réflexion sur la deuxième face de la lame séparatrice introduisant le module Injection.

Les transmissions impactant la transmission totale sont représentées figure 5.3. Nous favorisons

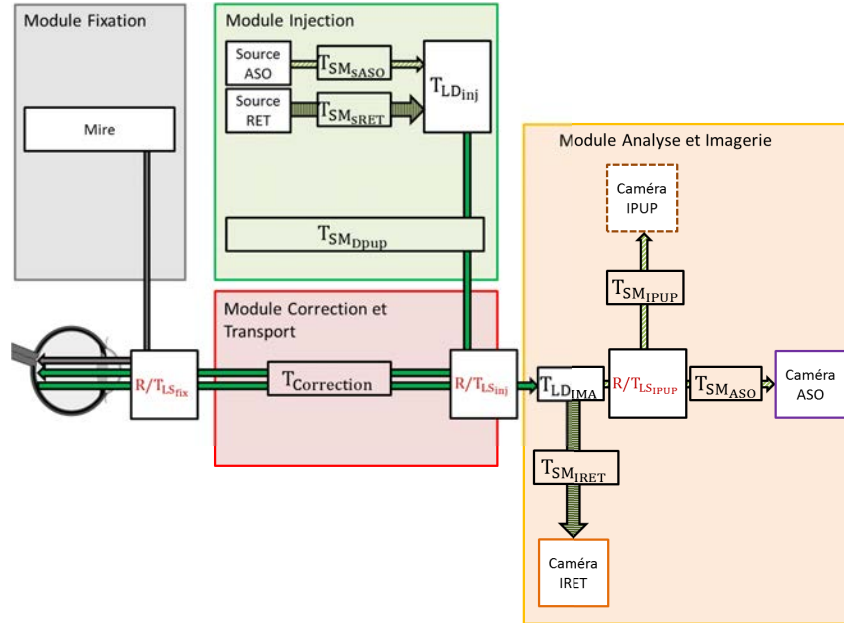


FIGURE 5.3 – Analyse de la transmission sur SCRAT2. Vis-à-vis du chemin retour, les éléments dimensionnants sont les transmissions des lames séparatrices $T_{LS_{inj}}$, $T_{LS_{IPUP}}$ et $T_{LS_{fix}}$ qui apparaissent en rouge sur le schéma. Dans une moindre mesure, la transmission sur le chemin retour est impactée par la transmission de la lame dichroïque T_{LDIMA} , assurant le découplage des longueurs d'onde ASO et RET, ainsi que par la transmission du module Correction $T_{Correction}$ et des sous-modules d'analyse $T_{SMASO}/T_{SMIRET}/T_{SMIPUP}$. Sur le chemin aller, la transmission est fonction de la transmission du module Injection qui dépend de la transmission de la lame dichroïque LD_{inj} assurant le couplage des longueurs d'onde ASO et RET, des sous-modules de contrôle de la transmittance pupillaire $T_{SM_{IPUP}}$ et d'éclairement $T_{SM_{sASO}}/T_{SM_{sRET}}$.

l'ASO et le dispositif d'imagerie rétinienne et prenons les valeurs de transmission suivantes :

- $T_{LS_{inj}} = 0.7$,
- $T_{LS_{IPUP}} = 0.9$,
- $T_{LS_{fix}} = 0.9$,
- $T_{LDIMA} = 0.9$,
- $T_{SMASO} = 0.8$,
- Toutes les autres transmissions sur le chemin retour sont considérées égales à 95 %.

Ce qui nous amène aux transmissions œil-instruments d'analyse suivantes :

- $T_{IRET} = 0.51$,
- $T_{ASO} = 0.30$,
- $T_{IPUP} = 0.15$.

Caméra d'imagerie Pour minimiser le bruit de lecture, nous choisissons une caméra sCMOS du type de celle utilisée pour l'ASO. Nous considérons une sCMOS ORCA flash 4.0 Hamamatsu qui présente un rendement quantique à 860 nm de $\eta_{Q_{IRET}} = 0.3$ et un bruit de détecteur extrêmement bas de $RON = 2 e^-$.

Rapport signal à bruit Nous donnons une première estimation grossière du RSB en considérant les paramètres définis jusqu'ici et en outre les hypothèses suivantes :

- sur les caractéristiques oculaires :
 - ★ Taille de la pupille : $\Phi_{pup} = 8 \text{ mm}$,
 - ★ Transmission aller-retour : $T_{oeil} = 8.7 \times 10^{-4}$ (estimée à partir d'une réflectance rétinienne totale de 6 % sur 1.5° (d'après van de Kraats *et al.* pour 750-850 nm [van de Kraats et van Norren, 2008], voir figure 1.41) et d'une transmission oculaire de 0.95 pour une pupille de 8 mm de diamètre.
- sur la caméra rétinienne : un champ rétinien imagé de 3° soit $900 \mu\text{m}$ et donc 900×900 pixels.
- sur l'ASO :
 - ★ Nombre de pixels utiles : Nous considérons ici les spots ASO limités par la diffraction de la microlentille. Les microlentilles sont carrées et l'échantillonnage vaut 1, selon la position du spot ASO par rapport à la grille de pixels la tache de diffraction centrale va s'étaler sur 2×2 pixels ou 3×3 pixels. Nous prenons le pire cas ($D_{sASO}^{\mu L} = 3 \text{ pixels}$) et considérons que 100 % du flux s'étale sur un nombre de pixels utiles valant approximativement : $N_u = \frac{\pi}{4} \cdot N_{\mu L}^2 \cdot \left(D_{sASO}^{\mu L}\right)^2$.
 - ★ Flux utile : C'est le flux directionnel rétro-guidé par les photorécepteurs qui contribue au signal utile des spots ASO. Le fond diffus dû au flux non directionnel multi-rétrodiffusé crée un fond sur les imagerie ASO, plus ou moins important selon s'il y a ou non filtrage en plan focal du champ vu par les microlentilles. Ici nous négligeons ce fond et considérons que la réflectance directionnelle est égale à la réflectance totale mesurée par van de Kraats sur un champ de 1.5° .

Pour une puissance incidente P_{inc} , le nombre de photons émergents de l'œil par seconde N_{emer} est de : $N_{emer} = \frac{P_{inc}}{h\nu} \times T_{oeil}$. Le nombre de photo-électrons détectés (N_{phe}) par les caméras sur une trame de durée t_{exp} se déduit ensuite des rendements quantiques des caméras utilisées, des transmissions des voies et de la durée de la trame.

Le rapport signal à bruit RSB , sous réserve que le fond et le courant d'obscurité puissent être négligés, s'exprime en fonction du niveau du signal en photo-électrons (N_{phe}), du bruit de photon relatif au signal et du bruit de lecture (RON) selon :

$$RSB = \frac{N_{phe}}{\sqrt{F_n^2 \cdot N_{phe} + \left(\frac{RON}{G_{EMCCD}}\right)^2}} \quad (5.7)$$

avec F_n et G_{EMCCD} respectivement le facteur de bruit et le gain EMCCD à prendre en compte dans le cas d'une caméra EMCCD (ces paramètres valent 1 pour une caméra CCD ou CMOS ; F_n vaut environ $\sqrt{2}$ pour une caméra EMCCD).

Nous avons représenté sur la figure 5.4 le rapport signal à bruit sur chaque caméra pour un temps d'exposition $t_{exp} = 5 \text{ ms}$ en fonction du point de fonctionnement μ_{ASO} . Ces graphes nous montrent que les caméras ASO et rétine sont en régime fort flux (même avec un temps d'exposition si court de 5 ms). Nous en concluons que nous n'avons pas de problèmes de flux avec les éléments choisis.

En choisissant un μ_{ASO} bas, on aura tendance à privilégier le RSB IRET et en choisissant un μ_{ASO} élevé, on aura tendance à privilégier le RSB ASO. Au niveau de la caméra IRET, un μ_{ASO} élevé est

suffisant pour avoir un RSB très bon ; le RSB augmente beaucoup plus vite avec μ_{ASO} sur l'IRET que sur l'ASO. D'autre part, nous savons que notre calcul de RSB sur l'ASO est très optimiste : nous avons considéré que les spots SH étaient formés par le flux issu de la réflectance totale alors qu'il aurait mieux fallu considérer une réflectance directionnelle (moins élevée) ; nous avons considéré que les spots SH s'étaient sur 3 par 3 pixels, alors que, avant que la boucle d'OA ne soit fermée, les spots SH seront probablement étalés sur plus de 3 par 3 pixels ; nous n'avons pas tenu compte du bruit lié au fond diffus. C'est pourquoi nous nous orientons vers un μ_{ASO} élevé. Pour une surface illuminée sur la cornée de 0.43 cm^2 , sur la rétine de 0.0081 cm^2 avec la source RET et ponctuelle avec la source ASO, un μ_{ASO} de 90 % entraîne les puissances maximales pour les sources ASO et RET suivantes : $P_{ASO} = 5.5 \mu\text{W}$ et $P_{RET} = 1.1 \text{ mW}$.

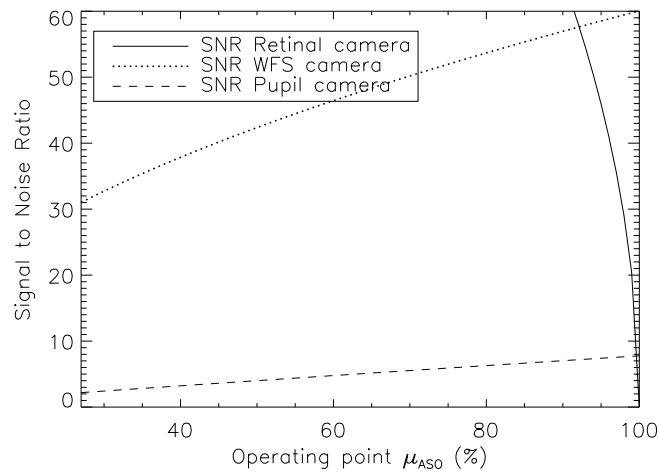


FIGURE 5.4 – RSB obtenu en fonction du point de fonctionnement μ_{ASO} pour une surface illuminée sur la cornée de 0.43 cm^2 , sur la rétine de 0.0081 cm^2 avec la source RET et ponctuelle avec la source ASO, sachant : avec $P_{ASO_{retine}}^{max} = 6.2 \mu\text{W}$ et $P_{RET_{retine}}^{max} = 11.8 \text{ mW}$. Les points de fonctionnement sur $[0 \%, 27 \%]$ ne sont pas accessibles car ils correspondent à une puissance cumulée sur la cornée supérieure à $P_{RET_{cornee}}^{max} = 8.6 \text{ mW}$, qui est le maximum permis sur la cornée, c'est pourquoi ils ne sont pas tracés. Dans l'estimation, est considéré le flux total rétrodiffusé par l'œil (parts directionnelle et non directionnelle). Pour la caméra pupillaire, aucun gain EMCCD n'a été considéré (il suffit de mettre un peu de gain pour voir le RSB monter en flèche).

5.4 Définition du banc SCRAT2

Dans cette section, nous définissons et désignons l'ensemble des composants. Comme nous l'avons montré dans la partie précédente, nous avons certaines marges par rapport au flux nécessaire sur les caméras d'analyse. Par suite, certaines modifications (notamment sur les transmissions, le nombre de pixels sur la caméra rétinienne) sont possibles.

5.4.1 Définition opto-mécanique

Les contraintes sur le design opto-mécanique sont :

- l'architecture globale avec le découpage en sous-systèmes spécifié en 5.2.2 (voir figure 5.1) et les séparateurs de faisceaux prévus en 5.3.2 (3 lames séparatrices : une lame introduisant le module Injection et le module Œil de référence, une lame introduisant le module IPUP et une lame

introduisant le module Fixation, 2 lames dichroïques : l'une assurant le couplage des longueurs d'onde au niveau du module Injection et l'autre leur découplage au niveau du module Analyse et Imagerie, 1 miroir amovible introduisant le module Œil de diagnostic),

- les longueurs d'onde de travail (750 nm pour l'ASO et l'IPUP ; 860 nm pour l'IRET),
- les grossissements imposés entre les éléments fixés par les spécifications système (côté pupille : pupille Extrême conforme au champ pupillaire demandé de diamètre 10 mm, DM de diamètre 20 mm, matrice de microlentilles utilisée sur SCRAT1 de côté 4.4 mm (31 microlentilles), caméra pupillaire utilisée sur SCRAT1 de côté 3 mm (128 pixels) ; côté imagerie de la rétine : fibre liquide en sortie de la source RET OMICRON de 2 mm de cœur, champ à illuminer sur la rétine de 4°),
- l'échantillonnage sur les caméras d'imagerie en plan focal (échantillonnage à Shannon sur la caméra d'imagerie rétine pour une pupille de 8 mm ; échantillonnage à Shannon sur la caméra ASO des spots SH au foyer des microlentilles de côté 143 μm et de focale 3.6 mm),
- le champ image de 4° à faire passer,
- la disponibilité d'un foyer image intermédiaire en amont des modules ASO et IPUP (pour fixer le champ vu par les instruments) ;
- la qualité optique (sur tout le champ d'imagerie),
- le choix d'optiques standards,
- la distance minimale entre l'œil et la première optique (au minimum de 200 mm vu l'encombrement de la mentonnière et du module Fixation à placer en amont de la première optique),
- les dimensions de la table optique (1200 \times 1800 mm²),
- l'angle d'arrivée sur le DM (doit être limité pour minimiser l'ellipticité de la pupille),
- l'arrangement des différentes voies (souhaitées le plus possible alignées selon les axes de trous de la table),
- la possibilité de translater facilement la caméra d'imagerie rétine.

La conception optique est réalisée en interne par Bruno Fleury (sous Zemax), l'implantation optomécanique par Francis Mendez. L'ensemble est composé de miroirs et de doublets Clairaut standards traités anti-reflet dans le proche infrarouge (sauf le doublet Db corrigé dans le visible). Un schéma optique du banc SCRAT2, conforme au découpage en sous-systèmes proposé en 5.2, est donné sur la figure 5.5. Le système compte 14 voies. L'ensemble des éléments avec leurs caractéristiques principales et leurs paramètres de fonctionnement est listé à l'annexe E. La pupille du système est imposée par la pupille de l'œil (réel ou artificiel)⁴. La pupille Extrême, définie par le miroir déformable, est une pupille circulaire de 10 mm de diamètre dans l'espace d'entrée du système.

En ce qui concerne la définition mécanique, la hauteur d'axe du système est de 160 mm, la mentonnière dicte la position de l'œil par rapport à la table optique et ainsi la position du doublet D1, et par suite du montage tout entier, sur la table optique.

5.4.2 Module Injection

Ce module permet d'éclairer l'œil. Il est injecté à rebours dans le module Correction et Transport en amont du DM par l'intermédiaire d'une lame séparatrice L2 et comporte :

- le sous-module Source ASO créant une source ponctuelle sur la rétine nécessaire pour l'analyse de surface d'onde,
- le sous-module Source RET permettant une illumination grand champ de la rétine pour l'imagerie de la rétine,
- une lame dichroïque LD2 combinant les faisceaux issus de ces deux sous-modules source,

4. Elle peut éventuellement être fixée en ajoutant un masque sur le DM.

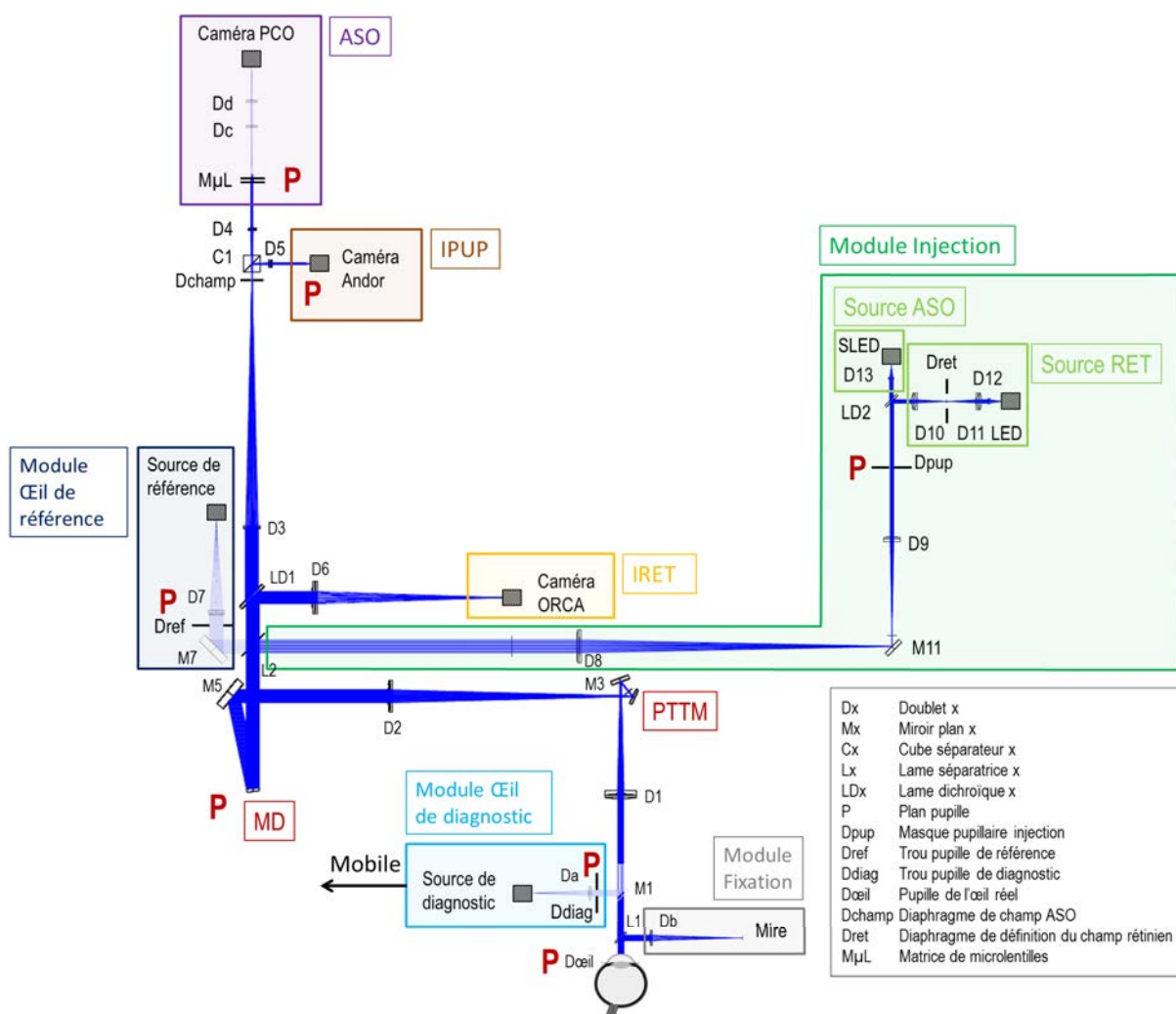


FIGURE 5.5 – Schéma optique du banc SCRAT2.

- le sous-module Masque pupillaire Dpup, se résumant à un masque positionné en plan pupille, qui définit le profil d'intensité de l'illumination pupillaire au niveau de l'œil et évite les réflexions cornéennes,
- un système de transfert (coudé pour des questions d'encombrement) D9-M11-D8.

Le sous-module Masque pupillaire se résume pour le moment à un diaphragme annulaire, nous travaillons avec différents diaphragmes :

- ★ un diaphragme annulaire de diamètre externe/interne au niveau de l'œil de 8 mm/3 mm : ce diaphragme a été choisi à la base pour être utilisé dans le cas où la pupille de l'œil est dilatée et stabilisée ; il permet d'envoyer avec la source RET un maximum de photons (en effet, pour la source RET, la puissance est limitée par la surface éclairée au niveau de la cornée) ; l'utilisation de ce diaphragme avec une pupille moins ouverte et mobile entraîne des pertes de flux à l'entrée ; ce diaphragme de par sa surface (0.43 cm^2) impose un point de fonctionnement μ_{ASO} minimal de 27 % (voir 5.3.2) ;
- ★ un diaphragme annulaire de diamètre externe/interne au niveau de l'œil de 4.5 mm/3 mm : ce diaphragme de par sa surface (0.088 cm^2) impose un point de fonctionnement μ_{ASO} minimal de 85 % (voir définition en 5.3.2).

5.4.3 Module Correction et Transport

Ce module a pour fonction de transporter le faisceau du module Injection vers l'œil et de l'œil vers les modules d'analyse en passant par le miroir déformable (DM) et la stabilisation pupillaire (PTTM). Il comporte :

- plusieurs séparateurs de faisceaux permettant d'injecter les différents modules : L1, M1, L2, LD1, C1 ;
- plusieurs miroirs de renvoi : M3, M5 ;
- 3 dispositifs de transfert de plan pupille :
 - ★ le système afocal D1-D2 qui permet de conjuguer le DM avec la pupille de l'œil et qui est télécentrique entre D1 et D2 (où la pupille est à l'infini) ce qui donne la possibilité de pouvoir contrôler la position pupillaire avec le PTTM,
 - ★ le système afocal D3-D4 qui relaie l'image de la pupille au niveau de la matrice de microlentilles pour l'analyse de surface d'onde (qui est en outre télécentrique entre D3 et D4),
 - ★ le système afocal D3-D5 qui image la pupille sur la caméra rétinienne (qui est en outre télécentrique entre D3 et D5) ;
- un diaphragme de champ au foyer du doublet D3 de 3 mm de côté (correspondant sur la rétine à 0.84°) qui assure que les champs des microlentilles ne se superposent pas et limite le fond diffus au sein d'une imagerie ;
- un dispositif de transfert de plan focal permettant d'imager la rétine (au foyer de l'œil) au foyer du doublet D6 ;
- le sous-module Miroir Déformable (DM) positionné en plan pupille ;
- le sous-module Stabilisation Pupillaire (PTTM) positionné au voisinage du foyer du doublet D1.

Sous-module Miroir Déformable (DM)

Le miroir déformable est un ALPAO 88. Un miroir plan (M6d), dit miroir *dummy*, peut être monté à la place du DM (utile notamment en phase d'alignement). Les caractéristiques du DM sur le banc SCRAT2 sont les suivantes :

- le DM est placé en plan pupille au foyer de D2 ;
- le faisceau incident sur le DM présente un angle limité de 7.5° ;
- 1 actionneur du DM correspond à 1.25 mm dans l'espace de la pupille de l'œil ;

- le DM qui fait 20 mm de diamètre, soit 8 actionneurs, définit la pupille Extrême de 10 mm dans l'espace de la pupille de l'œil ; le DM compte donc 6.4 actionneurs sur un diamètre de 8 mm.

Sous-module Stabilisation Pupillaire (PTTM)

Le miroir de stabilisation pupillaire est un miroir de tip-tilt piezo PI S-334. Un miroir plan (M4d), dit miroir *dummy*, peut être monté à la place du PTTM (utile notamment en phase d'alignement). Les caractéristiques du PTTM sur le banc SCRAT2 sont les suivantes :

- le PTTM est placé près du foyer du doublet D1 ;
- le PTTM permet de passer un champ de $\pm 3^\circ$ dans l'espace œil ;
- un mouvement latéral de pupille de ± 1 mm correspond à un bougé de ± 5 mrad (la focale du doublet D1 est de 200 mm) compensable par une rotation mécanique du PTTM de ± 2.5 mrad.

5.4.4 Module Analyse

Le découplage des longueurs d'onde ASO et RET est réalisée par la lame dichroïque LD1, qui redirige le flux à 750 nm vers l'ASO et le sous-module Imagerie pupillaire et le flux à 860 nm vers le sous-module Imagerie rétinienne.

Toutes les caméras utilisées peuvent acquérir à haute cadence (> 200 Hz).

Sous-module Imagerie Pupillaire (IPUP)

Ce sous-module se résume à la caméra pupillaire. Il s'agit de celle utilisée sur le biomètre SCRAT1 (Andor). Les caractéristiques de l'imagerie pupillaire sur le banc SCRAT2 sont les suivantes :

- 1 pixel correspond à $96 \mu\text{m}$ dans l'espace de la pupille de l'œil ;
- la caméra compte 83 pixels sur une pupille de 8 mm ; le nombre de pixels dans le champ de 10 mm est donc de 104.

Sous-module Analyse de Surface d'Onde (ASO)

La matrice de microlentilles (matrice GEPI) et la caméra ASO (PCO.Edge) sont celles utilisées sur le biomètre SCRAT1 (voir 2.4.3). Les caractéristiques de l'ASO sur le banc SCRAT2 sont les suivantes :

- 1 microlentille correspond à $381 \mu\text{m}$ dans l'espace de la pupille de l'œil ;
- l'ASO compte 21 microlentilles sur un diamètre de 8 mm ; le nombre de microlentilles dans le champ de 10 mm est donc de 26 ;
- comme sur SCRAT1, un système de transfert de plan focal image est implanté pour imager les spots SH sur la caméra ASO ; le grandissement du système de transfert de 0.75 garantit un échantillonnage des spots SH à Shannon ;
- le diaphragme de champ carré Dchamp placé au foyer de D3 limite le champ d'une sous-pupille à environ 16.5×16.5 pixels sur la caméra ASO.

Sous-module Imagerie Rétinienne (IRET)

La caméra rétinienne est la caméra considérée dans l'étude de faisabilité en 5.3 : la caméra sCMOS ORCA flash 4.0 développée par Hamamatsu. Les caractéristiques de l'imagerie rétinienne sur le banc SCRAT2 sont les suivantes :

- l'échantillonnage est de 1 pour une pupille de 10 mm ; nous sommes donc tout le temps sur-échantillonné sur œil ; pour une pupille de 8 mm le sur-échantillonnage vaut 1.24 : l'élément de résolution rétinien (donnée par la limite de diffraction : $\lambda \cdot f'_{eq} / \Phi_{pup} = 1.8 \mu\text{m}$) s'étale sur environ 2.5 pixels sur la caméra IRET ;

- le nombre de pixels dans le champ rétinien imagé de 3° est de 1222×1222 et dans le champ de 4° de 1629×1629 pixels ;
- la caméra IRET peut être translatée axialement grâce à une platine de translation motorisée.

5.4.5 Module Contrôle : Calculateur temps Réel (RTC)

Le RTC utilisé sur le banc SCRAT2 a été développé en 2014 en interne dans le cadre du projet ROLLMOPS. Il fonctionne sous LabVIEW sur 2 PC :

- le PC ROLLMOPS gère la mesure des pentes et le calcul de la commande à envoyer au DM via l'appel à des fonctions IDL,
- le PC IHM permet de contrôler le programme et de sauvegarder les données, il offre une interface Homme-Machine.

La loi de commande implantée (pour le moment, la seule) est de type intégrateur (régie par l'équation 1.15). Avec ce RTC maison, les paramètres de calcul et de commande sont configurables à l'infini.

5.4.6 Module Œil de référence

L'œil de référence fournit à l'ASO les positions des spots de référence par rapport auxquels sont calculées les pentes locales du front d'onde. Il est composé d'une source disposée au foyer du doublet D7 et d'un trou pupille Dref positionné en plan pupille. Il fonctionne avec la source OMICRON à 750 nm puisqu'il est utilisé pour l'analyse de surface d'onde. Il est placé au plus près du module imagerie pour minimiser les aberrations différentielles ; il est injecté dans le module Correction et Transport sur la deuxième face de la lame séparatrice L2 introduisant le module Injection.

5.4.7 Module Œil de diagnostic

L'œil de diagnostic permet de calculer expérimentalement la matrice d'interaction à partir de la calibration obtenue en excitant un à un les moteurs du DM et en enregistrant les pentes correspondantes sur l'ASO. Il est composé d'une source disposée au foyer du doublet Da et d'un trou pupille Ddiag positionné en plan pupille. Il fonctionne avec la source OMICRON à 750 nm puisqu'il est utilisé pour l'analyse de surface d'onde.

Ce module est placé au plus près de l'œil et injecté dans le module Correction et Transport par le miroir amovible M1 (en pratique, le rail tout entier, sur lequel l'œil de diagnostic est monté, est déplacé). Nous avons aussi recours à cet œil pour les tests : en positionnant un papier (ou Spectralon de réflectance calibrée) au niveau de la source, il constitue en effet un œil artificiel qui peut être illuminé par le module Injection et analysé sur les modules IPUP, IRET et ASO ; les tests de la boucle sont réalisés sur cet œil artificiel avant d'être faits sur œil réel.

5.4.8 Module Fixation

Pour pouvoir maîtriser l'endroit pointé sur la rétine, nous utilisons une mire de fixation grand champ (15°), rétro-éclairée en lumière blanche (ou bleue) et introduite sur le chemin retour par la lame séparatrice L1. Afin d'avoir une image au punctum remotum de l'œil, cette mire est projetée à l'infini via le doublet Db ; l'amétropie de l'œil peut être compensée par défocalisation de la mire.

5.5 Mise en œuvre et premiers tests sur le banc SCRAT2

Le banc SCRAT2 a été intégré progressivement à partir de la fin de l'été 2014 ; la caméra rétinienne est arrivée en mars 2015. La figure 5.6 présente une vue d'ensemble du banc. Notons que le PPTM est

présent sur le banc mais n'a pas encore été exploité.

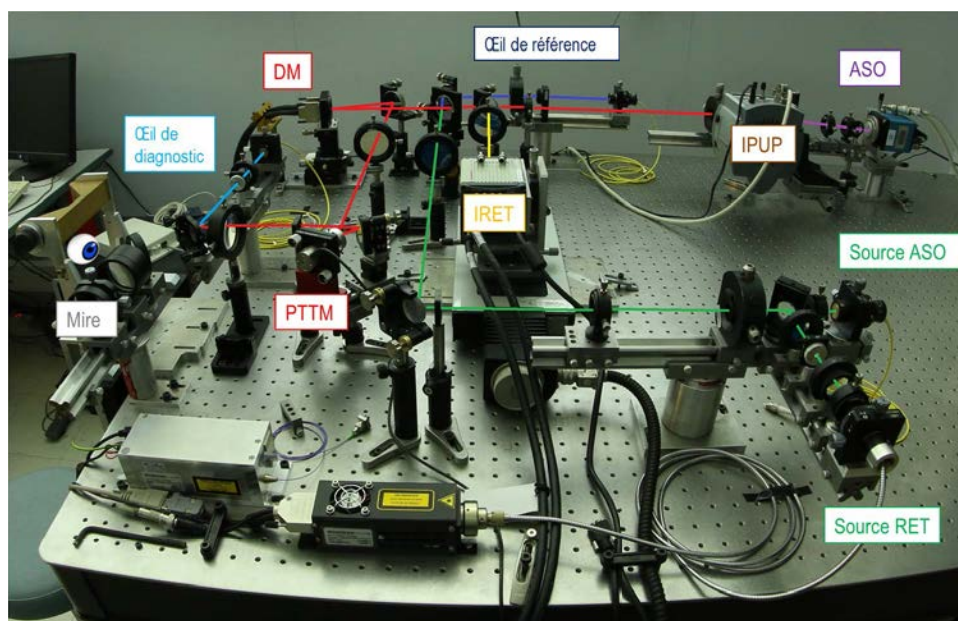


FIGURE 5.6 – Photo du banc SCRA2. Les faisceaux indiqués en couleurs indiquent les différents modules. La photo a été prise en configuration diagnostic (l'œil d'étude est l'œil de diagnostic).

Nous présentons dans cette partie les premières caractérisations du banc SCRA2 réalisées sur œil de diagnostic (source interne) et finissons sur une première image de rétine acquise sur le banc.

5.5.1 Performances sur la phase statique : PSF en boucle fermée

Nous pointons ici les points faibles du banc réalisé et démontrons l'efficacité des solutions implémentées au travers de la caractérisation de la réponse impulsionnelle acquise sur œil de diagnostic.

Pour gérer les problèmes de réflexions parasites sur les doublets D1 et D2 des faisceaux d'illumination en provenance du module Injection, les doublets D1 et D2 sont alignés avec un tilt de quelques degrés (déterminé par une simulation Zemax en non-séquentiel). Le traitement anti-reflet des doublets D1 et D2 donne un coefficient de réflexion de l'ordre de 0.4 % par dioptre, par suite le flux réfléchi sur ces doublets est bien supérieur au flux sortant de l'œil (la transmission aller-retour de l'œil dans le proche infrarouge pour une pupille de 8 mm étant d'environ de 9×10^{-4}). Ces tilts introduisent un astigmatisme assez important, mais qui peut facilement être corrigé par le DM sans consommer trop de dynamique. Une alternative pour conserver les faisceaux d'illumination en double passage sur le module correction pourrait être de remplacer les doublets par des miroirs paraboliques (solution souvent utilisée dans les systèmes d'OA pour l'ophtalmologie, mais qui posséderait aussi son lot d'inconvénients par rapport à la conception et à l'alignement).

La lame dichroïque LD1 approvisionnée est une lame standard de diamètre 2 pouces avec une épaisseur de 5 mm. Sa courbure est faible mais en réflexion elle génère de l'astigmatisme (diminution de Strehl de 45 %), qui est clairement visible à l'œil lorsqu'on observe la PSF de l'œil de diagnostic sur la caméra IRET. Les aberrations générées par cette lame au niveau du module d'imagerie constituent des aberrations non communes (non vues et donc non corrigées par le système d'OA). Comme

noté en 5.3.1, ces aberrations limiteront fortement les performances de notre système. En attendant de recevoir une lame de meilleure qualité, une compensation de ces aberrations non vues est réalisée par le DM (la méthode est de modifier les pentes de référence jusqu'à trouver un optimum de Strehl).

Une PSF obtenue à 750 nm sur le banc SCRAT2 en boucle fermée, en corrigeant les aberrations du banc introduites par le tilt des doublets et les aberrations non communes introduites par la lame LD1 en réflexion, est présentée sur la figure 5.7. On peut voir les premières anneaux d'Airy et cela laisse penser que la qualité est bonne. La FTO estimée à partir de cette PSF nous donne un Strehl de 65 %⁵. Ce rapport de Strehl est probablement sous-estimé, du fait de la présence d'une réflexion parasite contribuant à la PSF. On observe en effet un spot secondaire sur la PSF dû à une réflexion parasite sur la deuxième face de la lame LD1. Nous exploitons ici les quelques pourcents de flux réfléchis à 750 nm par la lame mais la lame est une lame passe-bas qui coupe à 805 nm (ce qui explique pourquoi ce spot secondaire est si important). L'idéal aurait été d'acquérir une PSF à la longueur d'onde d'imagerie (860 nm) mais nous ne disposons actuellement pas d'une source non résolue permettant de faire cette caractérisation.

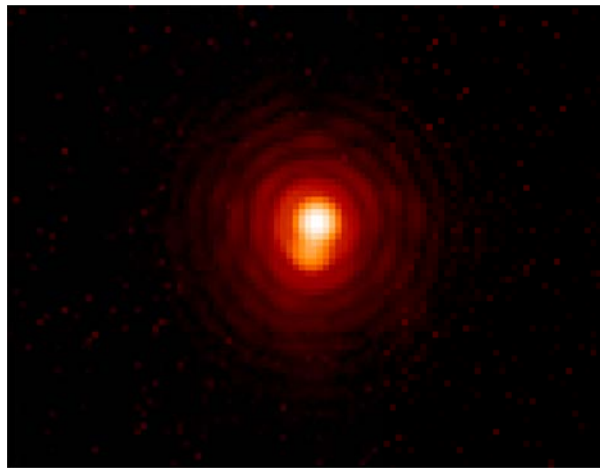


FIGURE 5.7 – PSF acquise sur SCRAT2 à 750 nm sur une pupille de 5 mm (avec un masque de 10 mm sur le DM) en corrigeant les aberrations du banc et les NCPA. La gamme de couleurs est en échelle log pour pouvoir visualiser les anneaux. Le spot secondaire (vers le bas, au niveau du premier anneau) est une réflexion parasite sur la deuxième face de la lame LD1 (attendue à cette longueur d'onde).

En résumé, la qualité optique du banc est très bonne et nous ne nous attendons pas à ce qu'elle limite les performances de la boucle.

5.5.2 Performances sur la phase dynamique : fonction de transfert de réjection à 60 Hz

Pour illustrer les performances du système d'OA mis en œuvre, nous acquérons une fonction de transfert de réjection (voir 1.4.1) sur œil de diagnostic en simulant des perturbations en f^{-1} à 60 Hz ; cette dernière est exposée sur la figure 5.8. On observe une coupure à 0 dB à une fréquence de 4 Hz montrant l'efficacité de filtrage des aberrations dynamiques jusqu'à cette fréquence.

Ces performances laissent penser que le système va permettre de filtrer les aberrations dynamiques de l'œil en dessous de 4 Hz et sont très satisfaisantes. Cette bande passante de 4 Hz est supérieure à celle usuellement rapportée dans la littérature pour les systèmes d'OA pour l'œil (1 – 2 Hz).

5. Le rapport de Strehl peut être estimé comme le rapport des intégrales de la FTO instrument et de la FTO parfaite.

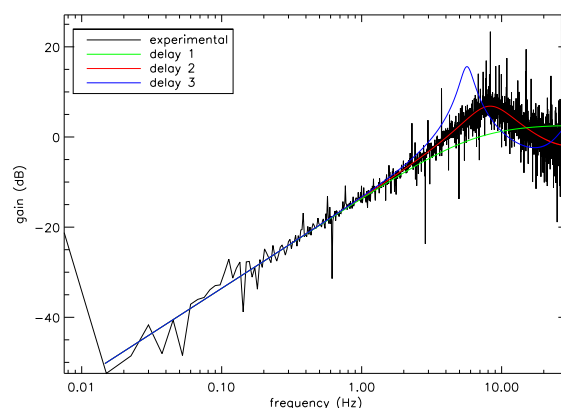


FIGURE 5.8 – Fonction de transfert de réjection obtenue sur SCRAT2 à 60 Hz avec 2 trames de retard, comparée aux courbes théoriques pour 1, 2, 3 trames de retard.

5.5.3 Performances sur œil : premières images de rétine

Des premières images sont acquises sur œil réel sur le banc SCRAT2 en mars 2015. L'image montrée sur la figure 5.9 a été prise sans OA (seulement avec les aberrations du banc liées aux tilts des doublets D1 et D2 corrigées) à 2° d'excentricité et révèle les photorécepteurs de la rétine de l'œil imagé. Cette

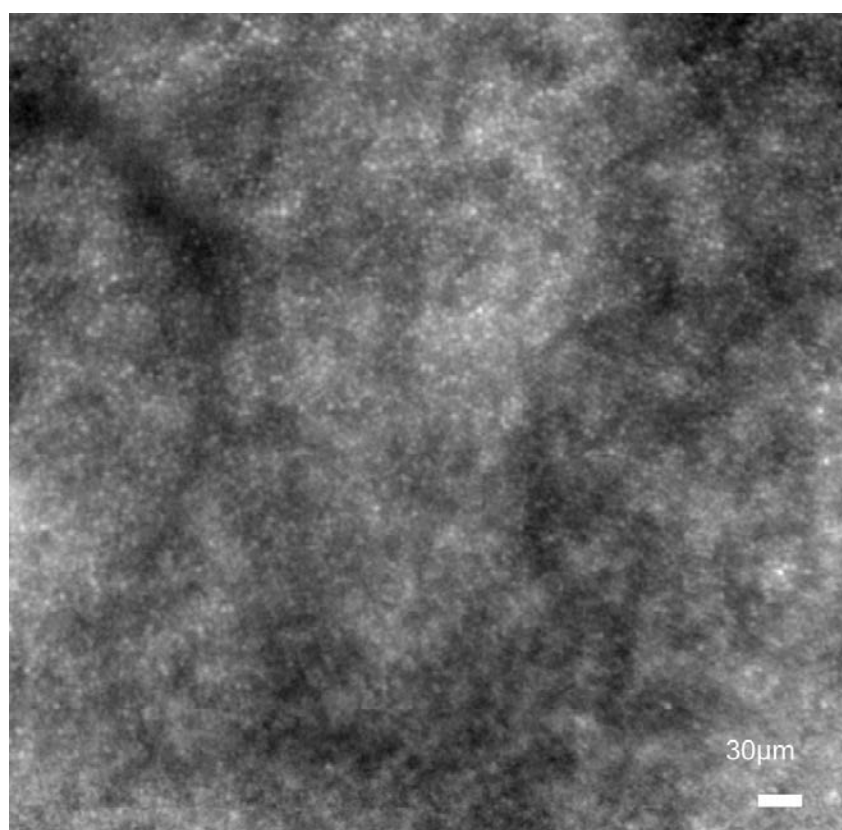


FIGURE 5.9 – Image de la rétine sur 2° de champ à 2° d'excentricité vers le nez sur l'œil gauche. Cette image résulte du recalage de 50 images prises avec un temps d'exposition de 5 ms (soit 250 ms).

image a été acquise pour une puissance incidente sur l'œil de $122 \mu\text{W}$, soit avec une marge de 70 par rapport à la norme ISO groupe 1 sachant que la surface cornéenne illuminée était de 0.43 cm^2 et le champ rétinien illuminé de 3° .

La prochaine étape est d'acquérir des images en boucle fermée à 60 Hz sur œil réel !

5.6 Conclusion

Ce chapitre a présenté les travaux de spécification et de définition réalisés pour mettre en œuvre un banc de test d'OA appliqué à l'imagerie haute résolution de la rétine.

Les spécificités du système réalisé sont sa cadence de boucle, la présence d'une stabilisation pupillaire et son architecture avec un module Injection placé en amont du module Correction et par suite en aller retour sur le DM et la stabilisation pupillaire.

Le système d'OA avec imagerie a été intégré avec succès comme le montre les premières caractérisations faites. La PSF acquise sur source interne et les images de photorécepteurs obtenues sur œil réel (en statique) attestent de la qualité optique du banc. La boucle d'OA peut tourner jusqu'à au moins 60 Hz et à cette fréquence, montre une bande passante de 4 Hz, soit une bande passante au moins deux fois plus élevée que la plupart des systèmes d'OA mis en place en ophtalmologie.

Les performances de la correction par OA devraient être évaluées sur œil réel dans un avenir très proche. L'étude de la variance de phase résiduelle en fonction de la fréquence de boucle nous renseignera sur le gain apporté par la haute cadence. La stabilisation pupillaire intégrée au système reste à mettre en œuvre ; une fois en place, elle permettra de travailler avec une pupille d'œil stable sur le DM et d'étudier l'effet Stiles Crawford en fournissant la maîtrise du point d'entrée du faisceau incident dans la pupille.

Conclusion et perspectives

Conclusion

L'introduction de l'optique adaptative dans les systèmes d'imagerie de la rétine a permis, en améliorant la résolution des images, des avancées considérables en matière de diagnostic. Aujourd'hui, nous voudrions également faire profiter les systèmes thérapeutiques, tel que les systèmes de photocoagulation laser, des bénéfices de l'optique adaptative. Cependant, les contraintes vis-à-vis de la robustesse sont plus fortes pour les systèmes thérapeutiques que pour les systèmes de diagnostic, étant donné que pour les systèmes thérapeutiques tout écart de performance peut potentiellement causer des dommages. Par conséquent, il est indispensable de s'affranchir des limitations que l'on peut rencontrer avec les systèmes d'optique adaptative pour l'œil actuels (performances variables selon le moment de l'acquisition, selon l'œil examiné, etc...).

L'objectif de la thèse était de fournir les éléments nécessaires pour guider le développement ultérieur d'un système d'optique adaptative pour la photocoagulation laser de la rétine. Les travaux se sont articulés autour de trois axes principaux : premièrement, la caractérisation des aberrations dynamiques de l'œil, deuxièmement, le dimensionnement d'un système d'optique adaptative pour l'œil, troisièmement, la réalisation d'un banc de test d'optique adaptative pour l'œil. Même si l'intérêt poursuivi dans la thèse est le dimensionnement d'un système de photocoagulation laser de la rétine, nous nous sommes également intéressés au dimensionnement d'un système d'optique adaptative pour l'imagerie de la rétine, car pour illustrer les performances du banc de test, il était, pour des raisons évidentes, plus simple d'avoir recours à l'imagerie.

La première partie a porté sur l'étude des aberrations dynamiques en vue du dimensionnement d'un système d'optique adaptative pour l'œil.

Dans le but d'apporter une caractérisation fine des aberrations oculaires et de statuer sur la contribution des mouvements oculaires dans la dynamique des aberrations, nous avons mis en œuvre un aberromètre hautement résolu avec suivi de pupille et mené une campagne de mesures sur une large population comptant 69 yeux sains. Nous avons choisi un analyseur de type Shack-Hartmann comportant 22 microlentilles dans un diamètre de 7 mm et tournant à 236 Hz. En outre, nous avons démontré au travers d'un budget d'erreur d'aberrométrie que l'aberromètre conçu était en mesure de fournir des mesures très précises de la fonction d'aberration. Pour analyser l'impact des mouvements oculaires sur les aberrations dynamiques mesurées, nous avons besoin de pouvoir suivre précisément la pupille, c'est pourquoi l'aberromètre a été intégré à un banc de pupillométrie. Grâce aux données collectées avec cet aberromètre avec suivi de pupille, nous avons pu conduire deux types d'estimation des aberrations dynamiques de l'œil : une première estimation sur une pupille d'analyse fixe sur l'analyseur de surface d'onde (c'est-à-dire sans suivi pupillaire) et une deuxième estimation sur une pupille d'analyse fixe sur l'œil (c'est-à-dire avec suivi pupillaire).

Les analyses de front d'onde faites sur la population d'yeux recrutée ont permis de décrire spatialement et temporellement les aberrations dynamiques de l'œil et d'en dresser un modèle statistique. Les me-

sures synchrones du front d'onde et de la position pupillaire au cours du temps ont mis en évidence une corrélation entre aberrations dynamiques et mouvements pupillaires, en particulier au moment des micro-saccades. Néanmoins, la comparaison des aberrations mesurées avec et sans suivi pupillaire a montré que les mouvements de translation pupillaires horizontaux et verticaux n'expliquaient qu'une très faible part des aberrations dynamiques liées aux mouvements oculaires observées.

Dans la deuxième partie, nous avons tiré de l'étude d'aberrométrie des conclusions sur le dimensionnement d'un système d'optique adaptative pour l'œil.

A partir des données mesurées sur l'analyseur, nous avons examiné les performances d'un système d'optique adaptative. Tout d'abord, sur la base d'un critère sur la variance de phase résiduelle, nous nous sommes intéressés à l'évaluation de l'erreur de bruit de mesure en fonction de la réflectance rétinienne, de la taille de la source ponctuelle formée au fond de l'œil et du nombre de photons envoyés dans l'œil ainsi qu'à l'évaluation de l'erreur de fitting en fonction du nombre de modes corrigés et de l'erreur temporelle en fonction de la fréquence d'échantillonnage de la boucle ; ces caractérisations étant très utiles pour déterminer les paramètres du système d'optique adaptative en fonction de l'erreur maximale fixée en phase de design. Cette étude nous a indiqué qu'un gain important pouvait être apporté en augmentant la fréquence de boucle jusqu'à 50 Hz et que les systèmes les moins exigeants pouvaient probablement se contenter d'une correction des aberrations quasi-statiques (évoluant à des fréquences inférieures à 0.3 Hz), les aberrations dynamiques pesant en moyenne en terme de variance spatiale de phase (SWFE) seulement pour 2 % de la variance totale (relative aux aberrations statiques et dynamiques). Ensuite, sur la base d'un critère sur l'étendue axiale de la tache focale formée sur la rétine (quantifiée par la FWHM de la tache focale), nous avons mené une étude répondant plus spécifiquement à notre besoin de dimensionnement d'un système d'optique adaptative pour la photocoagulation laser évaluant l'extension axiale de la tache focale selon la fréquence de boucle choisie pour l'optique adaptative. Cette étude a mis en évidence que le confinement axial demandé par les médecins était très difficile à obtenir et nécessitait au minimum d'avoir un système d'optique adaptative haute cadence et de savoir détecter les moments où le système allait être défaillant.

Par ailleurs, l'étude des aberrations oculaires avec et sans suivi de pupille nous a permis d'explorer le potentiel de la stabilisation pupillaire vis-à-vis de la correction des aberrations dynamiques et a révélé que l'effet attendu de la stabilisation pupillaire sur la correction des aberrations dynamiques était très faible. Malgré cela, la stabilisation pupillaire reste intéressante pour travailler avec la pupille de l'œil fixe sur le miroir déformable. Nous avons montré que cette stabilisation pupillaire pouvait être réalisée avec une grande précision à partir des images Shack-Hartmann et regardé à quelle fréquence il était nécessaire de faire tourner la boucle de stabilisation pour compenser les mouvements pupillaires.

La dernière partie a consisté à concevoir et monter un banc de test d'optique adaptative pour l'œil. Il était nécessaire de disposer d'un banc de test pour préparer au mieux la réalisation ultérieure d'un système d'optique adaptative pour la photocoagulation laser. Ce banc a été défini pour fonctionner à haute cadence et fournit ainsi un moyen de vérifier les résultats sur le dimensionnement obtenus par simulation. D'autre part, il permet de se confronter aux problèmes pratiques que pose la mise en place d'un système d'optique adaptative pour l'œil.

Pour illustrer en direct les performances du système d'optique adaptative intégré, nous avons choisi de coupler le système d'optique adaptative avec un dispositif d'imagerie plein champ. Étant donné la configuration du système conçu avec un faisceau ASO en aller retour sur le miroir déformable, nous pouvons également juger de la qualité de correction en étudiant la réponse impulsionnelle de la source ASO en double passage à travers l'œil, qui rend compte de l'étalement de la tache focale formée par une source ponctuelle (la source ASO) au fond de l'œil, et donc des performances que l'on pourrait avoir sur le confinement de l'impact du laser de photocoagulation.

Perspectives

Tout d'abord, il serait intéressant de poursuivre le traitement des données acquises pendant la campagne de mesures sur l'aberromètre.

Une étude statistique des aberrations sur des séquences de 3.4 s a été présentée mais nous disposons sur chaque œil de données acquises sur 20 s. Des analyses complémentaires des séries temporelles d'aberrations acquises, notamment aux abords d'un clignement de paupière (pour se rendre compte des effets liés au renouvellement et à l'assèchement du film lacrymal), sur des séquences plus longues et sur différentes séquences acquises sur un même œil (pour caractériser les variations basse fréquence du niveau d'aberrations), permettraient d'enrichir nos connaissances sur la dynamique des aberrations et de continuer à approfondir notre compréhension des limites des systèmes d'OA mis en place.

Les séries temporelles acquises pourraient également permettre d'évaluer en simulation les performances données par d'autres lois de commande que la commande intégrateur dans l'optique d'optimiser la réponse temporelle du calculateur temps réel.

Ensuite, nous pourrions envisager d'élargir et de diversifier la base de données d'aberrations, en reprenant des mesures cette fois-ci sur des yeux pathologiques, des yeux plus vieux, des yeux plus amétropes et aussi en reprenant des mesures en maintenant accolé sur les yeux des sujets un verre de contact du type de celui utilisé pendant l'opération de photocoagulation laser. Durant toute la durée de l'opération de photocoagulation laser, le médecin maintient en effet un verre de contact accolé sur l'œil du patient pour stabiliser grossièrement ses mouvements. Dans ces conditions, l'écoulement du film lacrymal est certainement très perturbé ; on peut également imaginer que des perturbations soient générées par la pression exercée sur l'œil.

Les travaux menés sur l'analyse des aberrations laissent sans réponses plusieurs questions. Nous avons mis en évidence que certaines aberrations dynamiques étaient liées aux mouvements oculaires (en particulier aux micro-saccades) mais ne s'expliquaient pas par une translation de la phase statique dans la pupille. Mieux comprendre l'origine de ces aberrations permettrait de développer les solutions de correction les plus adaptées. Nous avons suggéré que ces aberrations pourraient venir du cristallin. Pour le savoir, il faudrait refaire des séries de mesures avec et sans paralysie de l'accommodation du cristallin et comparer l'évolution du niveau d'aberrations avec les mouvements de pupille observée dans chacun des cas. Nous pourrions aussi envisager de faire une analyse tomographique de la phase en utilisant non pas une source ASO mais deux sources ASO dans l'optique de reconstruire les aberrations au niveau de la cornée et les aberrations au niveau du cristallin.

D'autre part, nous avons pointé que pour avoir un système d'optique adaptative assurant le confinement axial demandé sur l'impact du laser de photocoagulation à tout moment du traitement avec un système tournant à une cinquantaine de Hertz, il était nécessaire de pouvoir prédire les moments où la correction des aberrations dynamiques allait échapper à la boucle d'optique adaptative. Des observations préliminaires nous laissent penser que les variations les plus rapides et de plus grande amplitude du niveau d'aberrations sont liées à des micro-saccades. Ainsi, nous avons tendance à croire qu'en détectant les micro-saccades, nous pourrions entièrement prédire les moments où les spécifications ne sont pas respectées, mais cela reste à vérifier. En étudiant les séquences aux abords des clignements, nous pourrions nous rendre compte si des variations importantes et très haute fréquence sont parfois causées par le film lacrymal.

L'exploitation expérimentale du banc d'OA auquel nous avons abouti reste à faire. Des premières images de la rétine avec le système d'OA tournant à 60 Hz sont sur le point d'être acquises. Une étude détaillée du budget d'erreur OA du banc réalisé va être faite pour s'assurer une maîtrise totale des limites du banc. Puis, dans la continuité des travaux de thèse menés, l'impact de la haute cadence sur les performances de correction ainsi que l'impact effectif de la stabilisation pupillaire

vis-à-vis des aberrations dynamiques vont être évalués.

Le banc d'OA réalisé va également permettre de répondre à des questions qui n'étaient pas posées dans la thèse. En offrant un contrôle du point d'entrée du faisceau d'illumination dans la pupille grâce à la configuration en aller retour des faisceaux d'illumination sur le dispositif de stabilisation pupillaire, il va notamment permettre d'étudier l'effet Stiles-Crawford.

En ce qui concerne le projet photocoagulation laser assistée par OA, dans cette thèse, nous nous sommes intéressés au confinement de l'impact laser en supposant qu'il était possible de viser un point en particulier dans la rétine. Or avec les systèmes actuels, il n'est pas possible de désigner un point cible dans le volume de la rétine, car il n'y a pas de visualisation 3D pendant l'opération et on ne connaît pas le point courant de focalisation du laser dans la rétine. Ces questions restent à traiter avant de pouvoir proposer une amélioration du système de photocoagulation laser.

Annexe A

Nomenclature des défauts de vision

A.1 Défauts de vision et prescription ophtalmique

Les défauts de vision corrigés par les lunettes de vue et les lentilles de contact sont la myopie, l'hypermétropie, la presbytie et l'astigmatisme. Ces défauts de vision sont aussi appelés *amétropies*. Ainsi, un œil qui souffre de ces défauts est dit *amétrope* et un œil qui n'en souffre pas est dit *emmétrope*.

Myopie, hypermétropie, presbytie et sphère La myopie et l'hypermétropie sont souvent dues à un défaut de la longueur de l'œil : trop long dans le cas de la myopie et trop court dans le cas de l'hypermétropie. Il en résulte que l'image d'un objet à l'infini à travers un œil myope ou hypermétrope ne se forme pas dans le plan de la rétine, mais en avant de la rétine pour un œil myope et en arrière de la rétine pour un œil hypermétrope. En ajoutant un verre sphérique devant l'œil, divergent (avec une puissance négative) pour la myopie et convergent (avec une puissance positive) pour l'hypermétropie, ces défauts peuvent facilement être corrigés de telle sorte que l'image d'un objet à l'infini se forme dans le plan de la rétine. La puissance d'un tel verre est appelée *sphère* et notée S .

La presbytie apparaît vers la quarantaine à cause du vieillissement du cristallin qui ne fournit plus une amplitude d'accommodation suffisante pour mettre au point sur la rétine des objets proches. Elle est également corrigée avec des verres sphériques.

Astigmatisme et cylindre L'astigmatisme découle la plupart du temps de la toricité de la cornée (il peut aussi parfois être dû à une toricité du cristallin). La cornée n'est en effet pas toujours à symétrie de révolution : elle a souvent une courbure (et donc une puissance) différente selon son méridien vertical et son méridien horizontal ; elle peut aussi avoir une courbure différente selon d'autres paires d'axes. L'astigmatisme est dit *régulier* lorsque les deux axes de l'astigmatisme sont orthogonaux. Par ailleurs, lorsque les axes de l'astigmatisme correspondent aux méridiens horizontal et vertical (à $\pm 30^\circ$ près), l'astigmatisme est qualifié de *direct/indirect* (ou *conforme/non-conforme* ou *with-the-rule/against-the-rule* and anglais) selon que la courbure la plus élevée est celle de l'axe vertical/l'axe horizontal de la cornée ; lorsque les deux axes orthogonaux sont à plus de 30° des méridiens horizontal et vertical, l'astigmatisme est dit *oblique*.

L'image d'un objet à travers un œil astigmatique se forme dans un plan différent selon l'axe de l'œil considéré. Relativement aux deux axes de l'astigmatisme, notés A_1 et A_2 , deux foyers apparaissent : F_1 (selon l'axe A_1) et F_2 (selon l'axe A_2). L'astigmatisme est corrigé par un verre sphéro-cylindrique (torique). Ce type de verre présente deux axes orthogonaux de puissances différentes S_1 et S_2 , choisies de sorte à compenser les défauts de puissance selon chacun des axes de l'astigmatisme. On appelle *cylindre*, noté C , la différence de puissance entre ces deux axes et *angle du cylindre*, noté A , l'angle

entre le méridien horizontal et l'un des axes du verre cylindrique. Le calcul du cylindre et de l'angle peut être fait par rapport à l'un ou à l'autre des axes, ainsi le cylindre peut être compté positivement, C_+ , ou négativement, C_- (voir figure A.1).

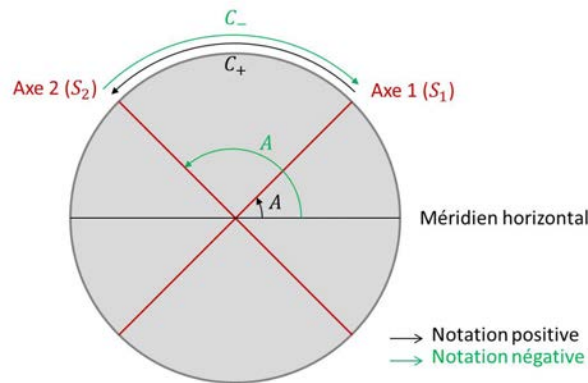


FIGURE A.1 – Conventions utilisées pour désigner le cylindre et l'angle d'un verre cylindrique (cas $S_1 < S_2$).

Prescription optique La prescription optique décrit la puissance que doivent apporter les verres correcteurs. Elle s'exprime en fonction de la sphère S , du cylindre C et de l'angle du cylindre A . Pour un œil astigmat, la sphère S prescrite correspond à la puissance à ajouter pour corriger la puissance selon l'un des axes de l'astigmatisme. Selon que le cylindre est compté positivement ou négativement, on arrive à deux notations équivalentes, dans le cas où $S_1 < S_2$, on a (voir figure A.1) :

- ★ En notation positive : $S = S_1$, $C = C_+ = S_2 - S_1$ et l'angle A est évalué par rapport à l'axe de puissance S_1 .
- ★ En notation négative : $S = S_2$, $C = C_- = S_1 - S_2$ et l'angle A est évalué par rapport à l'axe de puissance S_2 .

Pour passer d'une notation à l'autre, il faut :

- ajouter (avec leur signe) le cylindre et la sphère : cela fournit la nouvelle sphère,
- changer le signe du cylindre : cela fournit le nouveau cylindre,
- ajouter à l'axe du cylindre 90° si l'axe d'origine correspond à un angle inférieur à 90° ou retrancher à l'axe du cylindre 90° si l'axe d'origine correspond à un angle supérieur à 90° .

La sphère équivalente S_{eq} est définie comme la correction sphérique à délivrer pour que le meilleur foyer (que l'on considère à mi-distance entre les foyers F_1 et F_2 relatifs aux axes de l'astigmatisme) se forme sur la rétine :

$$S_{eq} = \frac{S_1 + S_2}{2} \quad (\text{A.1})$$

Dans le cas où $S_1 < S_2$, on a : $S_{eq} = S_1 + \frac{C_+}{2} = S_2 + \frac{C_-}{2}$.

Vecteur de puissance des verres sphéro-cylindriques Le problème avec les grandeurs définies par la prescription optique (S, C, A) est que la sphère dépend du cylindre.

Thibos *et al.* propose de décrire la puissance des verres sphéro-cylindriques dans une base vectorielle avec trois composantes définissant [Thibos *et al.*, 1997] :

- ★ la sphère équivalente M ,
- ★ la composante verticale de l'astigmatisme J_0 ,

★ la composante oblique de l'astigmatisme J_{45} .

Ce vecteur de puissance (M, J_0, J_{45}) s'exprime en fonction de la sphère, du cylindre et de son angle de la manière suivante en notation positive :

$$\begin{cases} M &= S + \frac{C_{\pm}}{2} \\ J_0 &= \frac{C_{\pm}}{2} \cdot \cos(2A) \\ J_{45} &= \frac{C_{\pm}}{2} \cdot \sin(2A) \end{cases} \quad (\text{A.2})$$

La norme du vecteur décrivant l'astigmatisme est notée J : $J = \sqrt{J_0^2 + J_{45}^2}$.

Polynômes de Zernike d'ordre 2 pour décrire les défauts optiques corrigés par les verres sphéro-cylindriques Un verre sphéro-cylindrique de puissance (M, J_0, J_{45}) corrige un défaut décrit par les polynômes de Zernike d'amplitude (a_4, a_5, a_6) , ces grandeurs étant reliées par les équations suivantes [Thibos *et al.*, 2002b] :

$$\begin{cases} M &= \frac{-4\sqrt{3} \cdot a_4}{R_p^2} \\ J_0 &= \frac{-2\sqrt{6} \cdot a_6}{R_p^2} \\ J_{45} &= \frac{-2\sqrt{6} \cdot a_5}{R_p^2} \end{cases} \quad (\text{A.3})$$

A.2 Description des aberrations sur la base des polynômes de Zernike

Les polynômes de Zernike peuvent être ordonnés de différentes manières selon la convention prise. Les deux conventions les plus utilisées sont la convention Noll [Noll, 1976] qui est celle que l'on utilise dans ce manuscrit (voir figure A.2) et la convention ANSI [ANSI, 2004] (voir figure A.3). Cette dernière utilise une double indexation des polynômes de Zernike selon Z_n^m , avec n l'ordre radial et m la fréquence azimutale. Dans cette convention, la fréquence azimutale est soit négative soit positive ; son signe dépend de la fonction azimutale sinusoïdale : il est négatif quand la fonction est en sinus et positif quand la fonction est en cosinus. Une simple indexation Z_j peut aussi être utilisée dans cette convention, les polynômes sont alors ordonnés par ordre radial croissant et fréquence azimutale croissante. La convention ANSI est la plus répandue en ophtalmologie. Elle est en outre recommandée par la communauté œil (voir conclusions du groupe de travail OSA mené par Thibos en 2002 [Thibos *et al.*, 2002a])¹.

1. Ce dont je me suis aperçue un peu tard, voilà pourquoi ce n'est pas celle que j'utilise dans ce manuscrit.

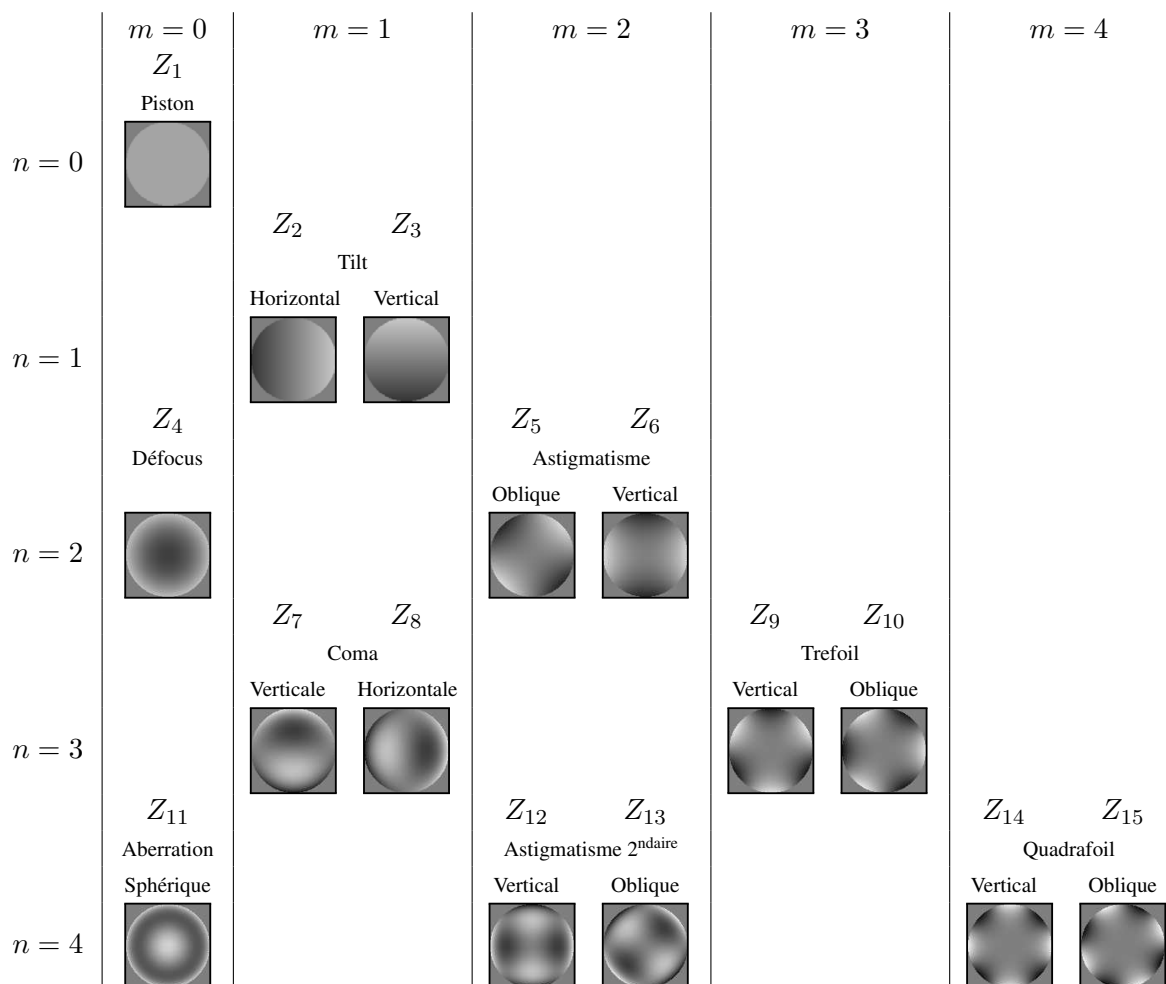


FIGURE A.2 – Les quinze premiers polynômes de Zernike Z_i ordonnés selon la convention Noll [Noll, 1976] par ordre radial n croissant (indique le degré du polynôme) et fréquence azimutale croissante m (indique le nombre de cycles de la fonction sinusoïdale). Un indice i impair indique que le polynôme est en sinus et un indice i pair que le polynôme est en cosinus.

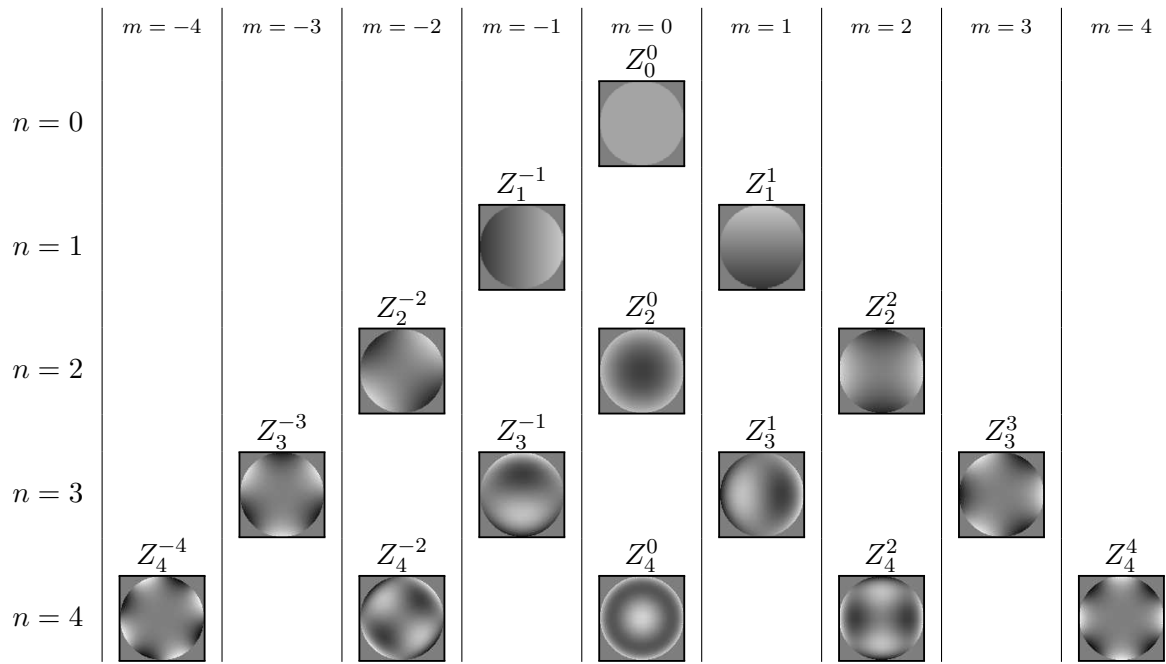


FIGURE A.3 – Les quinze premiers polynômes de Zernike Z_n^m ordonnés selon la convention ANSI [ANSI, 2004] par ordre radial n croissant (indique le degré du polynôme) et fréquence azimutale m croissante (indique le nombre de cycles de la fonction sinusoïdale). Une fréquence azimutale m négative indique que le polynôme est en sinus et une fréquence azimutale m positive que le polynôme est en cosinus.

Annexe B

Dynamique de l'ASO

1

B.1 Définition de la dynamique de l'ASO et condition sur le défocus

Les spots Hartmann sont dans la dynamique de l'ASO tant qu'ils sont dans le champ de la sous-pupille (voir figure B.1). En limite de dynamique, la tache ASO est tangente au bord du champ de la sous-pupille. Un spot ASO est donc dans la dynamique si :

$$\delta + \frac{\sigma_{spot}^{ASO}}{2} \leq \frac{d}{2} \quad (B.1)$$

avec δ le décalage maximum du spot, σ_{spot}^{ASO} la FWHM de la tache ASO et d le champ de la sous-pupille, comme illustré figure B.1.

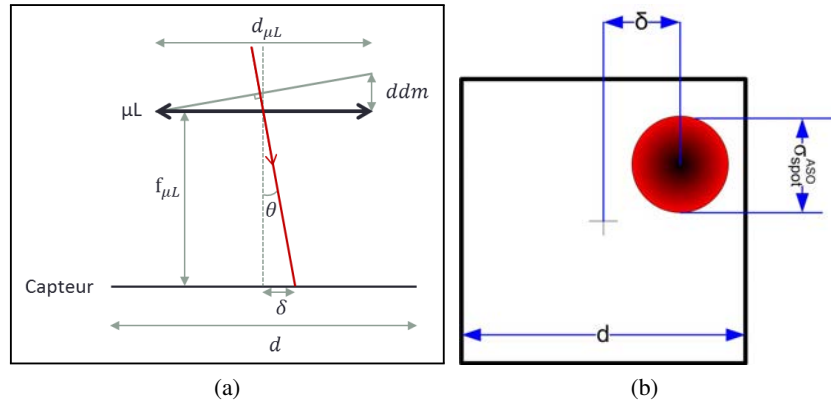


FIGURE B.1 – Décalage de la tache ASO par rapport au centre du champ de la sous-pupille. (a) Lien entre différence de marche (ddm) et décalage de la tache ASO (δ). (b) Tache ASO (de largeur σ_{spot}^{ASO}) dans le champ de la sous-pupille (d).

La dynamique de l'ASO est calculée par rapport au défocus, étant donné que c'est l'aberration la plus importante.

Le polynôme de Zernike associé au défocus est : $\varphi(r) = a_4 \cdot \sqrt{3} (2\rho^2 - 1)$, avec $\rho = \frac{r}{D'/2}$ où D' est le

1. Cette annexe s'inspire de l'annexe du même nom dans la thèse de Emica [Emica, 2012].

diamètre de la pupille. Etant donné l'évolution en ρ^2 du défocus avec la coordonnée radiale, on déduit que c'est sur la sous-pupille de bord que le décalage de la tache ASO est maximal. Sur cette sous-pupille, la différence de phase bord-à-bord s'écrit :

$$\Delta\varphi_{bb} = \varphi(D'/2) - \varphi(D'/2 - d_{\mu L}) \quad (\text{B.2})$$

Pour un défocus pur, cette différence de phase bord-à-bord vaut :

$$\Delta\varphi_{bb} = 8\sqrt{3}a_4 \left(\frac{1}{N_{\mu L}} - \frac{1}{N_{\mu L}^2} \right) \quad (\text{B.3})$$

qui vaut au premier ordre : $\Delta\varphi_{bb} = \frac{8\sqrt{3}}{N_{\mu L}} a_4$.

La différence de phase bord-à-bord de sous-pupille est reliée à la différence de marche bord-à-bord de sous-pupille par : $ddm = \Delta\varphi_{bb} \cdot \lambda / 2\pi$.

Or, comme illustré figure B.1a, le décalage de la tache ASO est proportionnel à la différence de marche selon :

$$\delta = f_{\mu L} \cdot \frac{ddm}{d_{\mu L}} \quad (\text{B.4})$$

Donc, d'après les équations B.3 et B.4, le décalage maximal de la tache ASO vaut :

$$\delta_{max} = \frac{\lambda f_{\mu L}}{d_{\mu L}} \cdot \frac{1}{N_{\mu L}} \cdot \frac{8\sqrt{3}}{2\pi} \cdot a_4 \quad (\text{B.5})$$

que l'on peut exprimer en nombre de tache de diffraction ASO diff_{ASO} ($\text{diff}_{\text{ASO}} = \lambda f_{\mu L} / d_{\mu L}$) :

$$\delta_{max} = \frac{1}{N_{\mu L}} \cdot \frac{8\sqrt{3}}{2\pi} \cdot a_4 \cdot \text{diff}_{\text{ASO}}.$$

On peut maintenant exprimer la condition B.1 en fonction de a_4 d'après l'équation B.5 :

$$\frac{1}{N_{\mu L}} \cdot \frac{8\sqrt{3}}{2\pi} \cdot a_4 \cdot \text{diff}_{\text{ASO}} + \frac{\sigma_{spot}^{ASO}}{2} \leq \frac{N_{pix}}{2N_{\mu L}} \cdot \frac{\text{diff}_{\text{ASO}}}{2S} \quad (\text{B.6})$$

avec S le facteur de sur-échantillonnage et $N_{pix} = N_{pix/\mu L} N_{\mu L}$ le nombre de pixels total (dans une direction) utilisé pour l'analyse de surface d'onde avec $N_{pix/\mu L}$ le champ en pixels de la sous-pupille dans une direction ; sachant que $\text{diff}_{\text{ASO}} = 2St_{pix}$ avec t_{pix} la taille du pixel.

B.2 Cas où le spot ASO est limité par la diffraction de la sous-pupille

Si le spot ASO est limité par la diffraction (de la sous-pupille), l'équation B.6 donne le coefficient de défocus maximum suivant :

$$a_{4max} = \frac{\pi N_{pix}}{16\sqrt{3}S} - \frac{\pi N_{\mu L}}{8\sqrt{3}} \quad (\text{B.7})$$

Quant à la sphère maximale mesurable M (sachant $M = -\frac{16\sqrt{3}\lambda}{2\pi\Phi_{pup}^2} a_4 [\text{rad}]$, avec Φ_{pup} le diamètre de la pupille d'analyse), elle vaut :

$$M_{max} = \frac{\lambda}{\Phi_{pup}^2} \left(\frac{N_{pix}}{2S} - N_{\mu L} \right) \quad (\text{B.8})$$

B.3 Cas où le spot ASO n'est pas limité par la diffraction de la sous-pupille

B.3.1 Calcul de la taille de la tache ASO à l'aller pour un œil présentant un défaut de sphère pur

Si l'œil présente un défaut de sphère, le faisceau ne se focalise pas sur la rétine, mais en amont dans le cas de la myopie (voir illustration figure B.2) ou en aval dans le cas de l'hypermétropie. Si M est le défaut de sphère, alors la tache se forme à une distance δz de la rétine (voir 4.2.3) :

$$\overline{\delta z} = \frac{f^2}{n} M \quad (\text{B.9})$$

où f est la focale de l'œil (≈ 22 mm) et n l'indice moyen de l'œil (≈ 1.333).

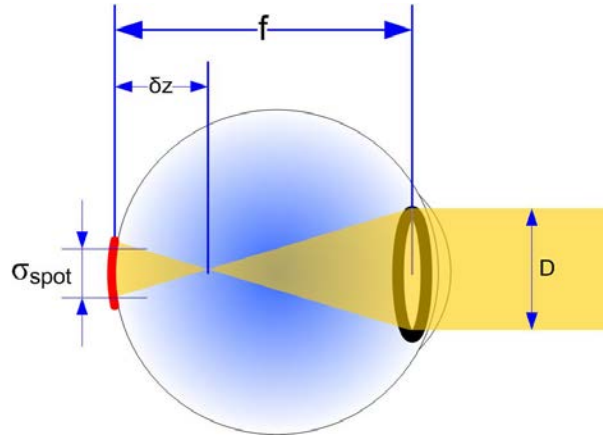


FIGURE B.2 – Formation de la source ASO par focalisation d'un faisceau de diamètre D à travers un œil myope. Le point focal se situe en amont de la rétine où se forme la tache ASO d'extension latérale σ_{spot} : $\overline{\delta z} < 0$. L'œil est représenté schématiquement par une lentille de focale f [Crédits : Bruno Emica].

La taille de la tache ASO s'exprime d'après la figure B.2 selon :

$$\sigma_{spot} = \frac{D\delta z}{f - \overline{\delta z}} \quad (\text{B.10})$$

Pour $\delta z/f \ll 1$, on obtient : $\sigma_{spot} \simeq \frac{D\delta z}{f} = Df_{eq}|M|$, avec $f_{eq} = f/n$ la focale équivalente de l'œil.

La tache ASO ne peut pas être inférieure à la limite de diffraction, si on ajoute l'effet de la diffraction, on obtient l'expression de l'extension de la tache ASO suivante :

$$\sigma_{spot} \simeq \sqrt{(Df_{eq}|M|)^2 + \left(\frac{\lambda f_{eq}}{D}\right)^2} \quad (\text{B.11})$$

que l'on peut écrire : $\sigma_{spot} \simeq \frac{\lambda f_{eq}}{D} \sqrt{1 + X^2}$, avec $X = \frac{D^2|M|}{\lambda}$.

B.3.2 Calcul de la taille de la tache ASO au retour pour un œil présentant un défaut de sphère pur vu à l'aller et au retour

Si le défaut de sphère n'est pas corrigé à l'aller lors de la focalisation du faisceau d'illumination à travers l'œil, alors la tache ASO perçue au foyer des microlentilles au retour sera fonction de la tache ASO à l'aller (voir illustration figure B.3).

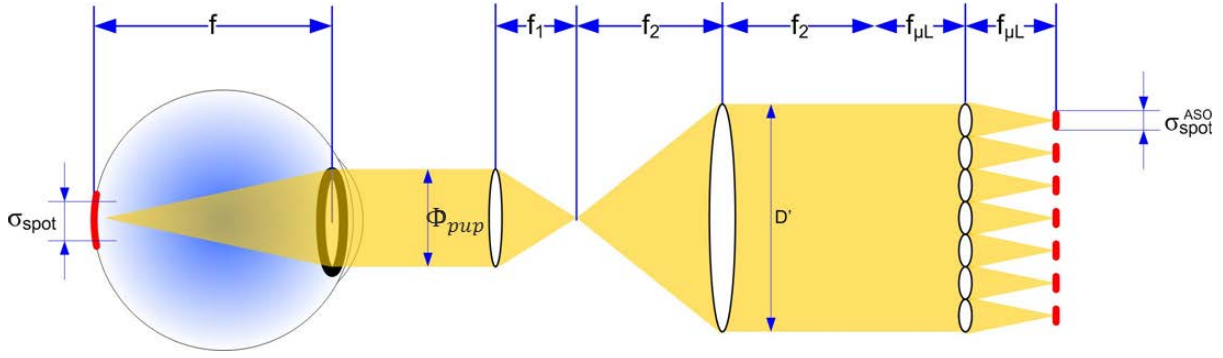


FIGURE B.3 – Formation des spots ASO d’extension σ_{spot}^{ASO} au foyer des microlentilles de focale $f_{\mu L}$. Schéma simplifié où un seul système de transfert de grandissement $G = f_2/f_1$ relaie la pupille au niveau du plan des microlentilles [Crédits : Bruno Emica].

La dimension de la tache au foyer des microlentilles s’écrit :

$$\sigma_{spot}^{ASO} = \frac{f_{\mu L}}{f_2} \cdot \frac{f_1}{f_{eq}} \cdot \sigma_{spot} = \frac{f_{\mu L}}{f_{eq}} \cdot \frac{\Phi_{pup}}{D'} \cdot \sigma_{spot} \quad (B.12)$$

La tache ASO au foyer des microlentilles ne peut pas être inférieure à la limite de diffraction de la microlentille, si on ajoute l’effet de la diffraction, on obtient l’expression de l’extension de la tache ASO au foyer de la microlentille suivante :

$$\sigma_{spot}^{ASO} = \sqrt{\left(\frac{f_{\mu L}}{f_{eq}} \cdot \frac{\Phi_{pup}}{D'} \cdot \sigma_{spot} \right)^2 + (\lambda f_{\mu L}/d_{\mu L})^2} \quad (B.13)$$

que l’on peut écrire d’après le calcul de la tache ASO à l’aller effectué en B.3.1 (sachant $D' = d_{\mu L} N_{\mu L}$) :

$$\sigma_{spot}^{ASO} = \text{diff}_{ASO} \cdot \frac{1}{N_{\mu L}} \sqrt{N_{\mu L}^2 + \frac{\Phi_{pup}^2}{D^2} (X^2 + 1)} \quad (B.14)$$

B.3.3 Condition sur le défocus

Si le diamètre sur lequel la pupille est illuminée D est égal au diamètre de la pupille d’analyse Φ_{pup} et que la diffraction du spot à l’aller est négligeable devant l’extension du spot ASO due au défocus vu à l’aller, la condition sur la dynamique (équation B.6) s’écrit :

$$\frac{8\sqrt{3}}{\pi} a_4 [\text{rad}] + \sqrt{X^2 + N_{\mu L}^2} \leq \frac{N_{pix}}{2S} \quad (B.15)$$

En fonction de la sphère, cela donne :

$$\frac{\Phi_{pup}^2}{\lambda} |M| + \sqrt{X^2 + N_{\mu L}^2} \leq \frac{N_{pix}}{2S} \quad (B.16)$$

Annexe C

Éléments constitutifs du biomètre SCRAT1

Module	Éléments	Modèles choisis et caractéristiques	Paramètres
Module Injection	Source SLED	EXALOS, EXS0840-050-05-0204131, $\lambda = 833 \text{ nm}$, $\delta\lambda = 50 \text{ nm}$, 4 mW max, couplage fibre SM	29 μW en entrée de l'œil
	Collimateur	SLT, LB10-820S-PF1, largeur faisceau sortie théorique 7.1 mm (largeur expérimentale 5 mm), couplage fibre monomode, optimisé pour 820 nm	
	Montage afocal	Système intégré, viseur dioptrique 4×20	Monté à l'envers
	Diaphragme annulaire Dannul	Diamètres = 7 mm/3 mm	5 mm/2.1 mm sur la cornée, en plan pupille
	Système de transfert L1-L2	L1 : Doublet Clairaut non standard, AR dans le visible, $f = 350 \text{ mm}$, $\Phi = 40 \text{ mm}$	∞ -foyer, $N = 50$
		L2 : Doublet Clairaut non standard, AR dans le visible, $f = 250 \text{ mm}$, $\Phi = 40 \text{ mm}$	Foyer- ∞ , $N = 50$
Module Transport	Lame séparatrice LS	Lame prismatique, wedge = 1° , $R/T = 50/50$, AR, $\Phi = 50 \text{ mm}$	
	Système de transfert L4-L5	L4 : Doublet Clairaut non standard, $f = 220 \text{ mm}$, $\Phi = 40 \text{ mm}$, AR dans le visible	∞ -foyer, $N_{\max} = 27.5$
		L5 : Doublet Clairaut, $f = 430 \text{ mm}$, $\Phi = 50.8 \text{ mm}$, pas d'AR	Foyer- ∞ , $N_{\max} = 27.5$
	Diaphragme de champ Dchamp	Diamètre = 4.5 mm	Au foyer de L4/L5, Champ rétinien $\simeq 1^\circ$
	Miroir de renvoi MP		En plan pupille
	Système de transfert L6-L9	L6 : Doublet Clairaut, $f = 350 \text{ mm}$, $\Phi = 50.8 \text{ mm}$, pas d'AR	∞ -foyer, $N_{\max} = 22.4$
		L9 : Doublet Clairaut non standard, $f = 55 \text{ mm}$, $\Phi = 20 \text{ mm}$, AR dans le visible	Foyer- ∞ , $N_{max} = 22.4$

Module	Éléments	Modèles choisis et caractéristiques	Paramètres
	Système de transfert L6-L11	L6 : Doublet Clairaut, $f = 350$ mm, $\Phi = 2$ pouces, pas d'AR L11 : Doublet Clairaut non standard, $f = 80$ mm, $\Phi = 20$ mm, AR dans le visible	∞ -foyer, $N_{max} = 22.4$ Foyer- ∞ , $N_{max} = 22.4$
	Cube séparateur CS	$R/T = 50/50$	
Module IPUP	Caméra pupillaire	EMCCD Andor iXon ^{EM} , $\eta_Q = 62\%$ à 833 nm, 496 Hz max, 128×128 pixels, pixel de 24 μm	236 Hz pour aberrométrie, 478 Hz pour pupillométrie
Module ASO	Matrice de microlentilles	non standard (fabriquée par laboratoire GEPI), $f = 3.6$ mm, $d = 143$ μm	En plan pupille
	Système de transfert L12-L13	L12 : Doublet Clairaut non standard, $f = 245$ mm, $\Phi = 35$ mm, AR dans le visible	Foyer- ∞
		L13 : Doublet Clairaut non standard, $f = 160$ mm, $\Phi = 35$ mm, AR dans le visible	∞ -foyer
	Caméra ASO	sCMOS PCO.Edge, $\eta_Q = 24\%$ à 833 nm, $f_{aq}(ROI)$, 2560×2160 pixels, pixel de 6.5 μm	236 Hz, 450×480 pixels
Module Œil de référence	Source de référence	= source SLED module Injection	
	Lentille de référence Lref	$f = 250$ mm	Foyer- ∞
	Trou pupille de référence Dref	Trou pupille 1 (limitant) : diamètre=7.34 mm, Trou pupille 2 : très grand devant champs des caméras	
	Miroir de renvoi MPref		A 45°
Module Test	Source de test	= source SLED module Injection	
	Lentille œil de test Lart	= lentille de référence Lref	Foyer- ∞
	Trou pupille test Dart	Trou pupille 1 (limitant) : diamètre=5.06 mm, Trou pupille 2 : très grand devant champs des caméras	
	Miroir de renvoi MPtest	= miroir de renvoi MPref	

TABLE C.1 – Caractéristiques des éléments du biomètre SCRAT1.

Annexe D

Caractérisation des caméras

D.1 Caractérisation du gain et du bruit de lecture

Le gain est le facteur de conversion photo-électron/ADU (*Analog to Digital Unit*). Le signal récupéré en ADUs de la caméra S_{ADU} s'exprime en fonction du signal en photo-électrons S_{phe} selon :

$$S_{ADU} = \frac{1}{G} \cdot S_{phe} + \sigma_{ADU} \quad (D.1)$$

où G est le gain et σ_{ADU} l'écart-type du bruit de lecture qui suit une loi normale centrée.

La moyenne et la variance de l'équation D.1 s'écrivent :

$$\begin{cases} \langle S_{ADU} \rangle &= \frac{1}{G} \cdot \langle S_{phe} \rangle \\ Var(S_{ADU}) &= \frac{1}{G^2} \cdot Var(S_{phe}) + \sigma_{ADU}^2 \end{cases} \quad (D.2)$$

avec $\langle \cdot \rangle$ indiquant la moyenne et $Var(\cdot)$ la variance.

Le signal en photo-électrons suit une statistique de Poisson, par suite : $Var(S_{phe}) = \langle S_{phe} \rangle$, d'où :

$$Var(S_{ADU}) = \frac{1}{G} \cdot \langle S_{ADU} \rangle + \sigma_{ADU}^2 \quad (D.3)$$

Le signal moyen en ADUs et sa variance sont donc reliés par une relation linéaire. En traçant la variance du signal en fonction de sa moyenne, on obtient une droite dont le coefficient directeur correspond à l'inverse du gain et l'ordonnée à l'origine à la variance du bruit de lecture en ADU² (qui s'exprime en fonction de la variance du bruit de lecture en photo-électrons σ_{phe}^2 selon : $\sigma_{ADU}^2 = \sigma_{phe}^2 / G^2$).

Dans le cas d'une caméra EMCCD, il y a multiplication du nombre de photo-électrons par un gain G_{EMCCD} et la relation D.3 devient :

$$Var(S_{ADU}) = \frac{F_n^2 \times G_{EMCCD}}{G} \cdot \langle S_{ADU} \rangle + \sigma_{ADU}^2 \quad (D.4)$$

avec F_n le facteur de bruit qui vaut environ $\sqrt{2}$ pour une caméra EMCCD.

En pratique, pour déterminer le gain, on acquière des cubes d'images $S_{ADU}(x, y, t)$ sous éclairage uniforme à différents niveaux de flux (*flat*). Pour avoir une bonne estimation de la variance, on prend un assez grand nombre d'images. Pour chaque niveau de flux, on veille à acquérir un *dark* (fond réalisé avec le bouchon devant le détecteur, dans le noir complet) que l'on soustrait aux images acquises.

Pour accéder à la carte de gain $G(x, y)$ décrivant le gain de chaque pixel de coordonnées (x, y) , on étudie pour chaque pixel sa variance temporelle (sur t) en fonction de sa valeur moyenne pour les différents niveaux de flux et on en tire $G(x, y)$:

$$(Var_t(S_{ADU}))(x, y) = \frac{1}{G(x, y)} \cdot \langle S_{ADU} \rangle_t(x, y) + \sigma_{ADU}^2 \quad (D.5)$$

Ces cartes de gain sont intéressantes à caractériser pour les caméras CMOS dont le gain varie d'un pixel à l'autre (ampli propre à chaque pixel). Elles permettent aussi de détecter les pixels qui répondent mal.

Pour accéder au gain moyen G , il suffit de faire une moyenne spatiale sur x et y .

D.2 Caractérisation du gain de la caméra Andor

Nous nous intéressons uniquement à la caractérisation de la caméra Andor dans les conditions d'acquisition sur SCRAT1.

Sur la figure D.1 est tracée l'évolution de la variance temporelle du signal par rapport à sa moyenne pour une gamme de flux couvrant la totalité de la dynamique de la caméra.

Deux régimes peuvent être identifiés : un premier régime linéaire et un second régime de saturation (quand la variance du signal commence à chuter alors que le flux augmente, i.e., quand les pixels commencent à répondre tous de la même manière). Sur SCRAT1, en général moins de 3000 ADUs/pix sont collectés, nous sommes donc bien dans la partie linéaire. Cette caractérisation met en outre en évidence un pixel non linéaire que l'on écarte dans le calcul du gain. Le gain trouvé G' (avec $G' = \frac{F_n^2 \times G_{EMCCD}}{G}$ d'après l'équation D.4) est évalué à 0.456 phe/ADU sur $[0; 5000 \text{ ADUs}]$.

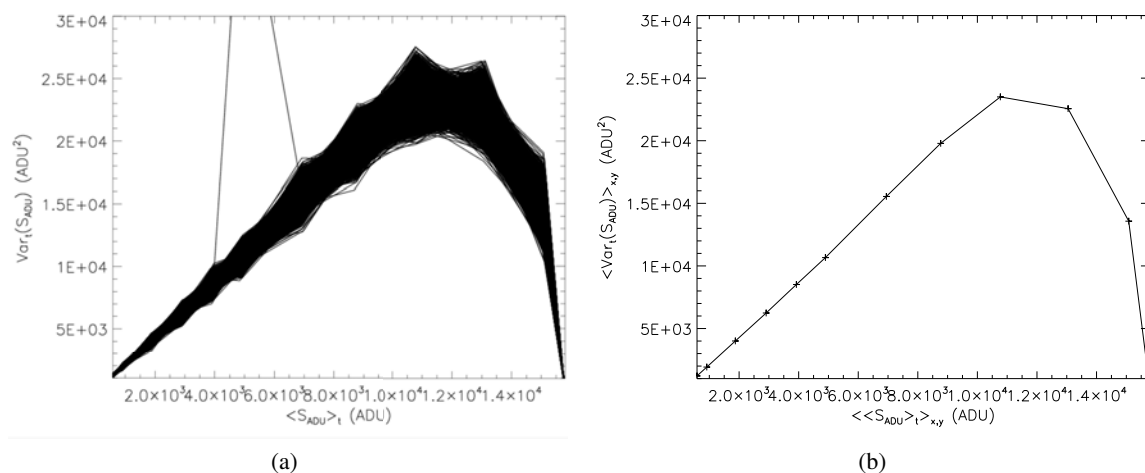


FIGURE D.1 – Caractérisation du gain de la caméra Andor par l'étude de la variance temporelle du signal en ADUs en fonction de sa valeur moyenne. (a) Pour chaque pixel. (b) En moyenne (calculée sans le pixel défaillant).

D.3 Caractérisation du gain de la caméra PCO

Pour la caméra PCO, dans la phase de prétraitement des flats, en plus de la soustraction du dark moyen, nous écartons les pixels défaillants (préalablement déterminés).

Sur la figure D.2 est tracée l'évolution de la variance temporelle du signal pour chaque pixel de la caméra PCO par rapport à sa moyenne pour une gamme de flux couvrant la totalité de la dynamique de la caméra sur la figure D.2a et pour notre zone d'ADUs d'intérêt dans SCRAT1 sur la figure D.2b (sur SCRAT1, le sommet des spots culmine au plus à 3000 ADUs/pix).

Dans notre zone d'ADUs d'intérêt, la réponse de chaque pixel est linéaire (sauf pour 2 pixels) ; en revanche, il y a des variations assez importantes d'un pixel à l'autre. En particulier, 5 pixels (dont 2 ont une réponse non-linéaire) présentent un gain assez éloigné du gain médian. Ces pixels auraient dû être détectés lors de l'identification des pixels défaillants. Nous les écartons dans le calcul du gain moyen.

Le gain trouvé G vaut 0.51 (nous l'avons évalué sur $[0; 4000 \text{ ADUs}]$ en écartant les pixels défaillants identifiés et les 5 pixels défaillants supplémentaires mis en évidence dans l'analyse du gain pixel à pixel). Nous retrouvons à peu près le gain affiché par le constructeur de 0.46.

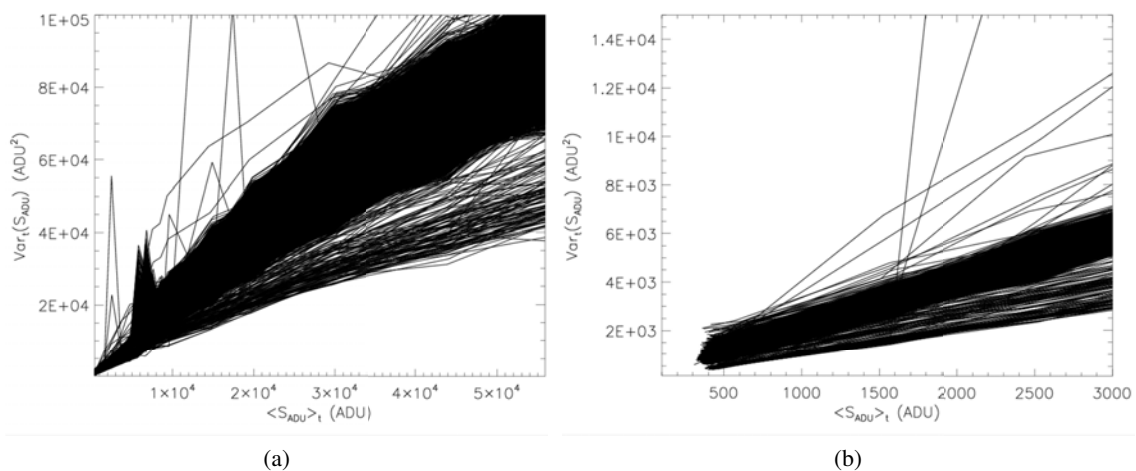


FIGURE D.2 – Caractérisation du gain de chaque pixel de la caméra PCO par l'étude de la variance temporelle du signal en ADUs en fonction de sa valeur moyenne. (a) Sur toute la dynamique et sur tous les pixels (hors pixels préalablement identifiés comme défaillants). (b) Sur la zone d'intérêt (hors pixels préalablement identifiés comme défaillants). On s'aperçoit au passage qu'il reste 5 pixels défaillants non identifiés dans l'étude des pixels défaillants.

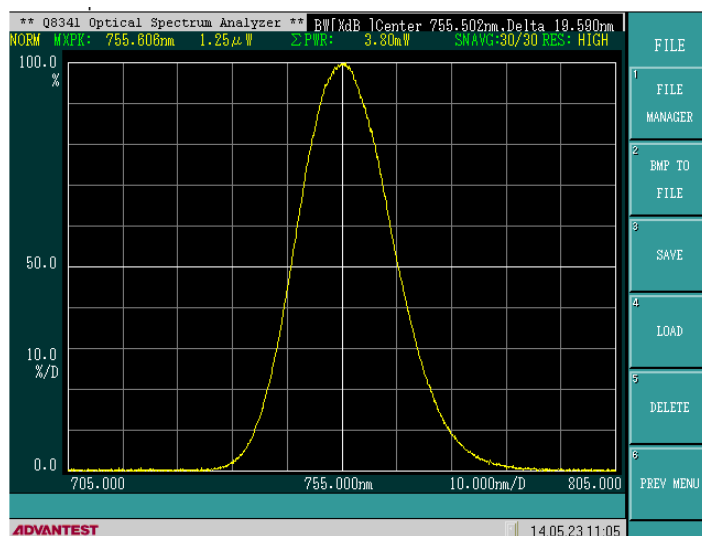
Annexe E

Éléments constitutifs du banc SCRAT2

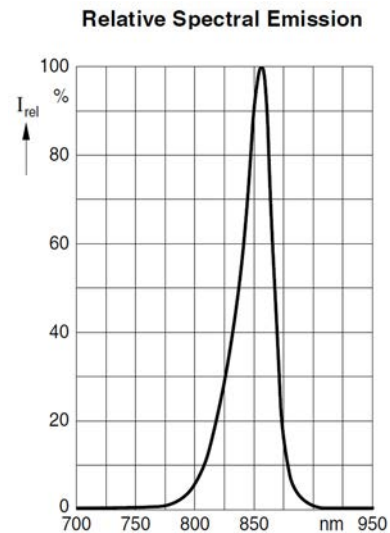
E.1 Sources

Éléments	Modèles choisis et caractéristiques
Source ASO	SLED fibrée OMICRON : BrixX750-5_SLED, $\lambda = 750 \text{ nm}$, $\Delta\lambda = 20 \text{ nm}$, couplage fibre monomode, 5 mW max (d'après caractérisation en sortie de la source fibrée)/1 mW (d'après caractérisation en sortie de la source fibrée+fibre SM600)
Source RET	LED fibrée OMICRON : LEDMOD860, $\lambda = 860 \text{ nm}$, $\Delta\lambda = 60 \text{ nm}$, couplage fibre liquide 2 mm de cœur, 180 mW max (d'après caractérisation en sortie de la source fibrée)

TABLE E.1 – Caractéristiques des sources du banc SCRAT2.



(a)



(b)

FIGURE E.1 – Spectres des sources du banc SCRAT2. (a) Source ASO : SLED OMICRON à 750 nm. (b) Source RET : LED OMICRON à 860 nm.

E.2 Optiques

Éléments	Modèles choisis et caractéristiques	Paramètres
D1	Doublet Clairaut Thorlabs, NIR, anti-reflet, $f = 200$ mm, $\Phi = 50.8$ mm	∞ -foyer, Tilt $\simeq 9^\circ$
D2	Doublet Clairaut Thorlabs, NIR, anti-reflet, $f = 400$ mm, $\Phi = 50.8$ mm	foyer- ∞ , Tilt $\simeq 6^\circ$
D3	Doublet Clairaut Thorlabs, NIR, anti-reflet, $f = 400$ mm, $\Phi = 25.4$ mm	∞ -foyer
D4	Doublet Clairaut Thorlabs, NIR, anti-reflet, $f = 75$ mm, $\Phi = 12.7$ mm	foyer- ∞
D5	Doublet Clairaut Thorlabs, NIR, anti-reflet, $f = 50$ mm, $\Phi = 12.7$ mm	foyer- ∞
D6	Doublet Clairaut Thorlabs, NIR, anti-reflet, $f = 300$ mm, $\Phi = 50.8$ mm	∞ -foyer
D7	Doublet Clairaut Thorlabs, NIR, anti-reflet, $f = 150$ mm, $\Phi = 25.4$ mm	foyer- ∞
D8	Doublet Clairaut Thorlabs, NIR, anti-reflet, $f = 500$ mm, $\Phi = 50.8$ mm	foyer- ∞
D9	Doublet Clairaut Thorlabs, NIR, anti-reflet, $f = 150$ mm, $\Phi = 25.4$ mm	∞ -foyer
D10	Doublet Clairaut Thorlabs, NIR, anti-reflet, $f = 50$ mm, $\Phi = 25.4$ mm	foyer- ∞
D11	Doublet Clairaut Thorlabs, NIR, anti-reflet, $f = 50$ mm, $\Phi = 25.4$ mm	∞ -foyer
D12	Doublet Clairaut Thorlabs, NIR, anti-reflet, $f = 20$ mm, $\Phi = 8$ mm	foyer- ∞
D13	Doublet Clairaut Thorlabs, NIR, anti-reflet, $f = 20$ mm, $\Phi = 8$ mm	foyer- ∞
Da	Doublet Clairaut Thorlabs, NIR, anti-reflet, $f = 100$ mm, $\Phi = 25.4$ mm	foyer- ∞
Db	Doublet Clairaut Thorlabs, VIS, $f = 100$ mm, $\Phi = 50.8$ mm	foyer- ∞
Dc	Doublet Clairaut Thorlabs, NIR, anti-reflet, $f = 100$ mm, $\Phi = 25.4$ mm	∞ -foyer
Dd	Doublet Clairaut Thorlabs, NIR, anti-reflet, $f = 75$ mm, $\Phi = 25.4$ mm	foyer- ∞
M1	Miroir plan Newport, $\Phi = 25.4$ mm	A 45°
M3	Miroir plan Newport, $\Phi = 25.4$ mm	
M4d	Miroir plan Newport dummy PTTM, $\Phi = 25.4$ mm	A 25° , Près du foyer de D1
M5	Miroir plan Newport, $\Phi = 50.8$ mm	A 37.5°
M6d	Miroir plan Newport dummy DM, $\Phi = 25.4$ mm	A 7.5° , en plan pupille
M7	Miroir plan Newport, $\Phi = 50.8$ mm	A 45°
M11	Miroir plan Newport, $\Phi = 30$ mm	A 45°
C1	Cube séparateur Thorlabs BS023, $\Phi = 50.8$ mm, $R/T = 70/30$	

Éléments	Modèles choisis et caractéristiques	Paramètres
L1	Lame séparatrice Thorlabs BSN17, $\Phi = 50.8$ mm, $R/T = 10/90$	A 45°
L2	Lame séparatrice Thorlabs BSW30, $\Phi = 50.8$ mm, $R/T = 50/50$	A 45°
LD1	Lame dichroïque Thorlabs DMSP805L, $\Phi = 50.8$ mm, $\lambda_c = 805$ nm	A 45°
LD2	Lame dichroïque Thorlabs DMSP805, $\Phi = 25.4$ mm, $\lambda_c = 805$ nm	A 45°
M μ L	Matrice de microlentilles, non standard (fabriquée par laboratoire GEPI), $f = 3.6$ mm, $d = 143$ μ m	En plan pupille

TABLE E.2 – Caractéristiques des optiques du banc SCRAT2.

E.3 Diaphragmes

Types	Éléments	Caractéristiques
Masque pupillaire	Dpup	Diaphragme annulaire de diamètre externe/interne (a) 4.8 mm/1.8 mm (sur l'œil : 8 mm/3 mm) (b) 2.7 mm/1.8 mm (sur l'œil : 4.5 mm/3 mm)
Trous pupille	Dref	taille variable
	Ddiag	taille variable
Diaphragmes de champ	Dret	circulaire de 4.5 mm de diamètre au foyer de D11 (3° sur rétine)
	Dchamp	carré de 3 mm de côté au foyer de D3 (0.84° sur rétine))

TABLE E.3 – Caractéristiques des diaphragmes du banc SCRAT2.

E.4 Caméras

Éléments	Modèles choisis et caractéristiques	Paramètres
Caméra pupillaire	EMCCD Andor iXon ^{EM} , $\eta_Q = 80\%$ à 750 nm, 496 Hz max, 128×128 pixels, pixel de 24 μ m, RON de 62 e [−] sans gain EMCCD	
Caméra ASO	sCMOS PCO.Edge, $\eta_Q = 40\%$ à 860 nm, $f_{aq}(ROI)$, 2560×2160 pixels, pixel de 6.5 μ m, RON de 4 e [−] (exp)	
Caméra rétinienne	sCMOS ORCA flash 4.0 Hamamatsu, $\eta_Q = 30\%$ à 860 nm, $f_{aq}(ROI)$, 2048×2048 pixels, pixel de 6.5 μ m, RON de 2 e [−]	

TABLE E.4 – Caractéristiques des caméras du banc SCRAT2.

Bibliographie

- [ANSI, 2004] ANSI (2004). ANSI Z80.28-2004 Methods for Reporting Optical Aberrations of Eyes. Rapport technique.
- [ANSI, 2007] ANSI (2007). ANSI Z136.1 - American National Standard for Safe Use of Lasers. Rapport technique.
- [Arines *et al.*, 2009] ARINES, J., PAILOS, E., PRADO, P. et BARÁ, S. (2009). The contribution of the fixational eye movements to the variability of the measured ocular aberration. *Ophthalmic & Physiological Optics : The Journal of the British College of Ophthalmic Opticians (Optometrists)*, 29(3):281–287.
- [Artal *et al.*, 2002] ARTAL, P., BERRIO, E., GUIRAO, A. et PIERS, P. (2002). Contribution of the cornea and internal surfaces to the change of ocular aberrations with age. *Journal of the Optical Society of America. A, Optics, Image Science, and Vision*, 19(1):137–143.
- [Atchison, 2005] ATCHISON, D. A. (2005). Recent advances in measurement of monochromatic aberrations of human eyes. *Clinical and Experimental Optometry*, 88(1):5–27.
- [Atchison *et al.*, 2008] ATCHISON, D. A., MARKWELL, E. L., KASTHURIRANGAN, S., POPE, J. M., SMITH, G. et SWANN, P. G. (2008). Age-related changes in optical and biometric characteristics of emmetropic eyes. *Journal of Vision*, 8(4):29.1–20.
- [Atchison et Scott, 2002] ATCHISON, D. A. et SCOTT, D. H. (2002). Monochromatic aberrations of human eyes in the horizontal visual field. *Journal of the Optical Society of America A*, 19(11):2180.
- [Atchison et Smith, 2000] ATCHISON, D. A. et SMITH, G. (2000). *Optics of the Human Eye*. Butterworth-Heinemann.
- [Atchison et Smith, 2005] ATCHISON, D. A. et SMITH, G. (2005). Chromatic dispersions of the ocular media of human eyes. *Journal of the Optical Society of America A*, 22(1):29.
- [Baade *et al.*, 2015] BAADE, A., SCHWARZER, W., KOINZER, S., SCHLOTT, K., BIRNGRUBER, R. et BRINKMANN, R. (2015). Power-controlled temperature guided retinal photocoagulation. In *Proceedings of SPIE*, volume 9307, pages 93070B–93070B–10.
- [Babcock, 1953] BABCOCK, H. W. (1953). The Possibility of Compensating Astronomical Seeing. *Publications of the astronomical society of the pacific*, 65:651–236.
- [Bass *et al.*, 2009] BASS, M., DECUSATIS, C., ENOCH, J., LAKSHMINARAYANAN, V., LI, G., MACDONALD, C., MAHAJAN, V. et STRYLAND, E. V. (2009). *Handbook of Optics, Third Edition, Volume III : Vision and Vision Optics*, volume III. McGraw Hill Professional.
- [Beck *et al.*, 2009] BECK, R. W., ELMAN, M. J. et AIELLO, L. P. (2009). Three-year Follow Up of a Randomized Trial Comparing Focal/Grid Photocoagulation and Intravitreal Triamcinolone for Diabetic Macular Edema. *Archives of ophthalmology*, 127(3):245–251.
- [Bedggood *et al.*, 2008] BEDGGOOD, P., DAABOUL, M., ASHMAN, R., SMITH, G. et METHA, A. (2008). Characteristics of the human isoplanatic patch and implications for adaptive optics retinal imaging. *Journal of Biomedical Optics*, 13(2):024008–024008–7.

- [Berrio *et al.*, 2010] BERRIO, E., TABERNERO, J. et ARTAL, P. (2010). Optical aberrations and alignment of the eye with age. *Journal of Vision*, 10(14).
- [Boettner et Wolter, 1962] BOETTNER, E. A. et WOLTER, J. R. (1962). Transmission of the Ocular Media. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 1(6):776–783.
- [Bourhis *et al.*, 2010] BOURHIS, A., GIRMENS, J. F. et BONI, S. (2010). Imaging of macroaneurysms occurring during retinal vein occlusion and diabetic retinopathy by indocyanine green angiography and high resolution Optical coherence tomography. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*, 248:161–166.
- [Brinkmann *et al.*, 2012] BRINKMANN, R., KOINZER, S., SCHLOTT, K., PTASZYNSKI, L., BEVER, M., BAADE, A., LUFT, S., MIURA, Y., ROIDER, J. et BIRNGRUBER, R. (2012). Real-time temperature determination during retinal photocoagulation on patients. *Journal of Biomedical Optics*, 17(6):061219.
- [Brunette *et al.*, 2003] BRUNETTE, I., BUENO, J. M., PARENT, M., HAMAM, H. et SIMONET, P. (2003). Monochromatic aberrations as a function of age, from childhood to advanced age. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 44(12):5438–5446.
- [Calver *et al.*, 1999] CALVER, R. I., COX, M. J. et ELLIOTT, D. B. (1999). Effect of aging on the monochromatic aberrations of the human eye. *Journal of the Optical Society of America A*, 16(9):2069.
- [Campbell *et al.*, 1959] CAMPBELL, F. W., ROBSON, J. G. et WESTHEIMER, G. (1959). Fluctuations of accommodation under steady viewing conditions. *The Journal of Physiology*, 145(3):579–594.
- [Campbell, 1984] CAMPBELL, M. C. (1984). Measurement of refractive index in an intact crystalline lens. *Vision Research*, 24(5):409–415.
- [Castejón-Mochón *et al.*, 2002] CASTEJÓN-MOCHÓN, J. F., LÓPEZ-GIL, N., BENITO, A. et ARTAL, P. (2002). Ocular wave-front aberration statistics in a normal young population. *Vision Research*, 42(13):1611–1617.
- [CEI, 2007] CEI (2007). CEI 60825-1 :2007 - Sécurité des appareils à laser - Partie 1 : classification des matériels et exigences.
- [Charman et Heron, 1988] CHARMAN, W. N. et HERON, G. (1988). Fluctuations in accommodation : a review. *Ophthalmic & Physiological Optics : The Journal of the British College of Ophthalmic Opticians (Optometrists)*, 8(2):153–164.
- [Chen *et al.*, 2007] CHEN, D. C., JONES, S. M., SILVA, D. A. et OLIVIER, S. S. (2007). High-resolution adaptive optics scanning laser ophthalmoscope with dual deformable mirrors. *Journal of the Optical Society of America. A, Optics, Image Science, and Vision*, 24(5):1305–1312.
- [Cheng *et al.*, 2004] CHENG, H., BARNETT, J. K., VILUPURU, A. S., MARSACK, J. D., KASTHURIRANGAN, S., APPELEGATE, R. A. et ROORDA, A. (2004). A population study on changes in wave aberrations with accommodation. *Journal of Vision*, 4(4):3–3.
- [Coe *et al.*, 2014] COE, C., BRADLEY, A. et THIBOS, L. (2014). Polychromatic refractive error from monochromatic wavefront aberrometry. *Optometry and Vision Science : Official Publication of the American Academy of Optometry*, 91(10):1167–1174.
- [Collins, 1937] COLLINS, G. (1937). The electronic refractometer. *Br. J. Physiol. Opt.*, 1:30–42.
- [Cornut *et al.*, 2008] CORNUT, P.-L., FRANÇAIS-MAURY, C. et MAUGET-FAÏSSE, M. (2008). Diversité des œdèmes maculaires. *Journal Français d’Ophtalmologie*, 31(2):225–233.
- [Coscas, 2011] COSCAS, G. (2011). *Œdèmes maculaires : Aspects cliniques et thérapeutiques*. Springer Science & Business Media.
- [Crane et Steele, 1985] CRANE, H. D. et STEELE, C. M. (1985). Generation-V dual-Purkinje-image eyetracker. *Applied Optics*, 24(4):527.

- [Delori et Pflibsen, 1989] DELORI, F. C. et PFLIBSEN, K. P. (1989). Spectral reflectance of the human ocular fundus. *Applied Optics*, 28(6):1061–1077.
- [Deubel et Bridgeman, 1995] DEUBEL, H. et BRIDGEMAN, B. (1995). Fourth Purkinje image signals reveal eye-lens deviations and retinal image distortions during saccades. *Vision Research*, 35(4):529–538.
- [Diaz-Santana *et al.*, 2003] DIAZ-SANTANA, L., TORTI, C., MUNRO, I., GASSON, P. et DAINITY, C. (2003). Benefit of higher closed-loop bandwidths in ocular adaptive optics. *Optics Express*, 11(20):2597.
- [Doble et Miller, 2006] DOBLE, N. et MILLER, D. T. (2006). Vision correctors for vision science. In *Adaptive Optics for Vision Science*, volume 4. Wiley-Blackwell.
- [Doble *et al.*, 2007] DOBLE, N., MILLER, D. T., YOON, G. et WILLIAMS, D. R. (2007). Requirements for discrete actuator and segmented wavefront correctors for aberration compensation in two large populations of human eyes. *Applied optics*, 46(20):4501–4514.
- [Dubbelman *et al.*, 2006] DUBBELMAN, M., SICAM, V. a. D. P. et Van der HEIJDE, G. L. (2006). The shape of the anterior and posterior surface of the aging human cornea. *Vision Research*, 46(6-7):993–1001.
- [Dubbelman *et al.*, 2005] DUBBELMAN, M., Van der HEIJDE, G. L. et WEEBER, H. A. (2005). Change in shape of the aging human crystalline lens with accommodation. *Vision Research*, 45(1):117–132.
- [Dubra *et al.*, 2011] DUBRA, A., SULAI, Y., NORRIS, J. L., COOPER, R. F., DUBIS, A. M., WILLIAMS, D. R. et CARROLL, J. (2011). Noninvasive imaging of the human rod photoreceptor mosaic using a confocal adaptive optics scanning ophthalmoscope. *Biomedical Optics Express*, 2(7):1864–1876.
- [Elman *et al.*, 2011] ELMAN, M. J., BRESSLER, N. M., QIN, H., BECK, R. W., FERRIS, F. L., FRIEDMAN, S. M., GLASSMAN, A. R., SCOTT, I. U., STOCKDALE, C. R. et SUN, J. K. (2011). Expanded 2-year Follow-up of Ranibizumab Plus Prompt or Deferred Laser or Triamcinolone Plus Prompt Laser for Diabetic Macular Edema. *Ophthalmology*, 118(4):609–614.
- [Emica, 2012] EMICA, B. (2012). *Caractérisation des perturbations oculaires pour l’optimisation d’un système d’optique adaptative*. Thèse de doctorat, Paris 6.
- [Evans *et al.*, 2009] EVANS, J. W., ZAWADZKI, R. J., JONES, S. M., OLIVIER, S. S. et WERNER, J. S. (2009). Error budget analysis for an Adaptive Optics Optical Coherence Tomography System. *Optics Express*, 17(16):13768.
- [Fankhauser, 2003] FANKHAUSER, F. (2003). *Lasers in Ophthalmology : Basic, Diagnostic, and Surgical Aspects : a Review*. Kugler Publications.
- [Ferguson *et al.*, 2006] FERGUSON, R. D., HAMMER, D. X., BIGELOW, C. E., IFTIMIA, N. V., USTUN, T. E., BURNS, S. A., ELSNER, A. E. et WILLIAMS, D. R. (2006). Tracking adaptive optics scanning laser ophthalmoscope. In MANNS, F., SÖDERBERG, P. G. et HO, A., éditeurs : *Proceedings of SPIE*, volume 6138, pages 613810–613810–9.
- [Ferguson *et al.*, 2010] FERGUSON, R. D., ZHONG, Z., HAMMER, D. X., MUJAT, M., PATEL, A. H., DENG, C., ZOU, W. et BURNS, S. A. (2010). Adaptive optics scanning laser ophthalmoscope with integrated wide-field retinal imaging and tracking. *Journal of the Optical Society of America. A, Optics, image science, and vision*, 27(11):A265–A277.
- [Glanc *et al.*, 2004] GLANC, M., GENDRON, E., LACOMBE, F., LAFAILLE, D., LE GARGASSON, J. F. et LÉNA, P. (2004). Towards wide-field retinal imaging with adaptive optics. *Optics Communications*, 230(4–6):225–238.
- [Gorrand et Delori, 1995] GORRAND, J. M. et DELORI, F. (1995). A reflectometric technique for assessing photoreceptor alignment. *Vision Research*, 35(7):999–1010.

- [Granjon, 2010] GRANJON, Y. (2010). *Automatique - Systèmes linéaires, non linéaires, temps continu, temps discret, représentation d'état : Cours et exercices corrigés*. Dunod.
- [Gruppetta *et al.*, 2005] GRUPPETTA, S., LACOMBE, F. et PUGET, P. (2005). Study of the dynamic aberrations of the human tear film. *Optics Express*, 13(19):7631.
- [Guirao *et al.*, 2001] GUIRAO, A., WILLIAMS, D. R. et COX, I. G. (2001). Effect of rotation and translation on the expected benefit of an ideal method to correct the eye's higher-order aberrations. *Journal of the Optical Society of America. A, Optics, Image Science, and Vision*, 18(5):1003–1015.
- [Hammer *et al.*, 2006] HAMMER, D. X., FERGUSON, R. D., BIGELOW, C. E., IFTIMIA, N. V., USTUN, T. E. et BURNS, S. A. (2006). Adaptive optics scanning laser ophthalmoscope for stabilized retinal imaging. *Optics Express*, 14(8):3354.
- [Hammer *et al.*, 2011] HAMMER, D. X., FERGUSON, R. D., IFTIMIA, N. V. et USTUN, T. E. (2011). Stabilized retinal imaging with adaptive optics. Classification aux États-Unis 351/206, 351/200 ; Classification internationale A61B3/14 ; Classification coopérative G01B9/02068, G01B9/02091, G01B9/0203, G01B9/02077, G01S17/88, A61F2009/00846, A61F9/008, G01S17/58, G01S17/66, A61F2009/00848, A61B3/102 ; Classification européenne A61B3/12H, A61B3/15B, A61B3/10F, A61B3/10H, G01S17/88, G01S17/66, A61F9/008.
- [Hampson, 2008] HAMPSON, K. M. (2008). Adaptive optics and vision. *Journal of Modern Optics*, 55(21):3425–3467.
- [Hampson *et al.*, 2005] HAMPSON, K. M., MUNRO, I., PATERSON, C. et DAINITY, C. (2005). Weak correlation between the aberration dynamics of the human eye and the cardiopulmonary system. *Journal of the Optical Society of America. A, Optics, Image Science, and Vision*, 22(7):1241–1250.
- [He *et al.*, 2003] HE, J. C., GWIAZDA, J., THORN, F. et HELD, R. (2003). Wave-front aberrations in the anterior corneal surface and the whole eye. *Journal of the Optical Society of America. A, Optics, Image Science, and Vision*, 20(7):1155–1163.
- [Hofer *et al.*, 2001a] HOFER, H., ARTAL, P., SINGER, B., ARAGÓN, J. L. et WILLIAMS, D. R. (2001a). Dynamics of the eye's wave aberration. *Journal of the Optical Society of America A*, 18(3):497.
- [Hofer *et al.*, 2001b] HOFER, H., CHEN, L., YOON, G.-Y., SINGER, B., YAMAUCHI, Y. et WILLIAMS, D. R. (2001b). Improvement in retinal image quality with dynamic correction of the eye's aberrations. *Optics Express*, 8(11):631.
- [ISO, 2007] ISO (2007). NF EN ISO 15004-2 - Instruments ophtalmiques - Exigences fondamentales et méthodes d'essai - Partie 2 : protection contre les dangers de la lumière. Rapport technique.
- [Jones *et al.*, 2007] JONES, C. E., ATCHISON, D. A. et POPE, J. M. (2007). Changes in lens dimensions and refractive index with age and accommodation. *Optometry and Vision Science : Official Publication of the American Academy of Optometry*, 84(10):990–995.
- [Krüger *et al.*, 2014] KRÜGER, A., HANSEN, A., MATTHIAS, B. et RIPKEN, T. (2014). Towards femtosecond laser surgery guidance in the posterior eye : utilization of optical coherence tomography and adaptive optics for focus positioning and shaping. volume 8935, pages 89350L–89350L–8.
- [Lavinsky *et al.*, 2014] LAVINSKY, D., SRAMEK, C., WANG, J., HUIE, P., DALAL, R., MANDEL, Y. et PALANKER, D. (2014). Subvisible retinal laser therapy : titration algorithm and tissue response. *Retina (Philadelphia, Pa.)*, 34(1):87–97.
- [Leahy et Dainty, 2010] LEAHY, C. et DAINITY, C. (2010). A non-stationary model for simulating the dynamics of ocular aberrations. *Optics Express*, 18(20):21386.
- [Li et Yoon, 2006] LI, K. Y. et YOON, G. (2006). Changes in aberrations and retinal image quality due to tear film dynamics. *Optics Express*, 14(25):12552.

- [Liang *et al.*, 1997] LIANG, J., WILLIAMS, D. R. et MILLER, D. T. (1997). Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through adaptive optics. *Journal of the Optical Society of America A, Optics, Image Science, and Vision*, 14(11):2884–2892.
- [Llorente *et al.*, 2004] LLORENTE, L., BARBERO, S., CANO, D., DORRONSORO, C. et MARCOS, S. (2004). Myopic versus hyperopic eyes : axial length, corneal shape and optical aberrations. *Journal of Vision*, 4(4):5–5.
- [Lombardo *et al.*, 2012] LOMBARDO, M., SERRAO, S., DEVANEY, N., PARRAVANO, M. et LOMBARDO, G. (2012). Adaptive Optics Technology for High-Resolution Retinal Imaging. *Sensors*, 13(1):334–366.
- [López-Gil *et al.*, 2008] LÓPEZ-GIL, N., FERNÁNDEZ-SÁNCHEZ, V., LEGRAS, R., MONTÉS-MICÓ, R., LARA, F. et NGUYEN-KHOA, J. L. (2008). Accommodation-related changes in monochromatic aberrations of the human eye as a function of age. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 49(4):1736–1743.
- [Lundström et Unsbo, 2007] LUNDSTRÖM, L. et UNSBO, P. (2007). Transformation of Zernike coefficients : scaled, translated, and rotated wavefronts with circular and elliptical pupils. *Journal of the Optical Society of America A*, 24(3):569.
- [Lyle, 1971] LYLE, W. M. (1971). Changes in corneal astigmatism with age. *Optometry & Vision Science*.
- [Marcos *et al.*, 1999] MARCOS, S., BURNS, S. A., MORENO-BARRIUSOP, E. et NAVARRO, R. (1999). A new approach to the study of ocular chromatic aberrations. *Vision Research*, 39(26):4309–4323.
- [Martinez-Conde *et al.*, 2004] MARTINEZ-CONDE, S., MACKNIK, S. L. et HUBEL, D. H. (2004). The role of fixational eye movements in visual perception. *Nature Reviews Neuroscience*, 5(3):229–240.
- [Massin, 2000] MASSIN, P. (2000). Traitement de l'œdème maculaire. *Médecine thérapeutique / Endocrinologie*, 2(5):443–50.
- [Massin *et al.*, 2014] MASSIN, P., GAUDRIC, A. et DUPAS, B. (2014). *Pathologie vasculaire du fond d'oeil / Rétinopathie diabétique*, volume 3. Lavoisier.
- [Matthias *et al.*, 2015] MATTHIAS, B., BROCKMANN, D., HANSEN, A., HORKE, K., KNOOP, G., GEWOHN, T., ZABIC, M., KRÜGER, A. et RIPKEN, T. (2015). Concept for image-guided vitreo-retinal fs-laser surgery : adaptive optics and optical coherence tomography for laser beam shaping and positioning. In *Proceedings of SPIE*, volume 9307, pages 93070Z–93070Z–8.
- [McLellan *et al.*, 2001] MCLELLAN, J. S., MARCOS, S. et BURNS, S. A. (2001). Age-Related Changes in Monochromatic Wave Aberrations of the Human Eye. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 42(6):1390–1395.
- [Miller *et al.*, 2003] MILLER, D. T., QU, J., JONNAL, R. S. et THORN, K. E. (2003). Coherence gating and adaptive optics in the eye. In *Proceedings of SPIE*, volume 4956, pages 65–72.
- [Millodot, 2009] MILLODOT, M. (2009). *Dictionary of Optometry and Visual Science 7th edition*. Butterworth-Heinemann.
- [Mira-Agudelo *et al.*, 2009] MIRA-AGUDELO, A., LUNDSTRÖM, L. et ARTAL, P. (2009). Temporal dynamics of ocular aberrations : monocular vs binocular vision. *Ophthalmic and Physiological Optics*, 29(3):256–263.
- [Mujat *et al.*, 2009] MUJAT, M., FERGUSON, R. D., IFTIMIA, N. et HAMMER, D. X. (2009). Compact adaptive optics line scanning ophthalmoscope. *Optics Express*, 17(12):10242.
- [Nicolle, 2006] NICOLLE, M. (2006). *Analyse de front d'onde pour les optiques adaptatives de nouvelle génération : optiques adaptatives à large champ et optique adaptative extrême*. Thèse de doctorat, Paris 11.

- [Nirmaier *et al.*, 2003] NIRMAIER, T., PUDASAINI, G. et BILLE, J. (2003). Very fast wave-front measurements at the human eye with a custom CMOS-based Hartmann-Shack sensor. *Optics Express*, 11(21):2704.
- [Noll, 1976] NOLL, R. J. (1976). Zernike polynomials and atmospheric turbulence. *Journal of the Optical Society of America*, 66(3):207.
- [Nyström *et al.*, 2013] NYSTRÖM, M., HOOGE, I. et HOLMQVIST, K. (2013). Post-saccadic oscillations in eye movement data recorded with pupil-based eye trackers reflect motion of the pupil inside the iris. *Vision Research*, 92:59–66.
- [Porter *et al.*, 2001] PORTER, J., GUIRAO, A., COX, I. G. et WILLIAMS, D. R. (2001). Monochromatic aberrations of the human eye in a large population. *Journal of the Optical Society of America A*, 18(8):1793.
- [Radhakrishnan et Charman, 2007] RADHAKRISHNAN, H. et CHARMAN, W. N. (2007). Age-related changes in ocular aberrations with accommodation. *Journal of Vision*, 7(7):11.1–21.
- [Rigaut et Gendron, 1992] RIGAUT, F. et GENDRON, E. (1992). Laser guide star in adaptive optics - The tilt determination problem. *Astronomy and Astrophysics*, 261:677–684.
- [Rodier, 1999] RODIER, F. (1999). *Adaptive Optics in Astronomy*. Cambridge University Press.
- [Roorda *et al.*, 2002] ROORDA, A., ROMERO-BORJA, F., DONNELLY, III, W., QUEENER, H., HEBERT, T. et CAMPBELL, M. (2002). Adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy. *Optics Express*, 10(9):405.
- [Rousset, 1999] ROUSSET, G. (1999). Wavefront sensors. In *Adaptive Optics for Astronomy*, volume 5, pages 91–130. Cambridge University Press.
- [Rousset *et al.*, 1990] ROUSSET, G., FONTANELLA, J. C., KERN, P., GIGAN, P., RIGAUT, F., LÉNA, P., BOYER, C., JAGOUREL, P., GAFFARD, J. P. et MERKLE, F. (1990). First diffraction-limited astronomical images with adaptive optics. *Astronomy and Astrophysics*, 230:L29–L32.
- [Sahin *et al.*, 2012] SAHIN, B., LAMORY, B., LEVECQ, X., HARMS, F. et DAINITY, C. (2012). Adaptive optics with pupil tracking for high resolution retinal imaging. *Biomedical Optics Express*, 3(2):225–239.
- [Salmon et van de Pol, 2006] SALMON, T. O. et van de POL, C. (2006). Normal-eye Zernike coefficients and root-mean-square wavefront errors. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*, 32(12):2064–2074.
- [Schmidt et Peisch, 1986] SCHMIDT, S. Y. et PEISCH, R. D. (1986). Melanin concentration in normal human retinal pigment epithelium. Regional variation and age-related reduction. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 27(7):1063–1067.
- [Sivaprasad et Dorin, 2012] SIVAPRASAD, S. et DORIN, G. (2012). Subthreshold diode laser micro-pulse photocoagulation for the treatment of diabetic macular edema. *Expert Review of Medical Devices*, 9(2):189–197.
- [Sloney et Wolbarsht, 1980] SLONEY, D. et WOLBARSH, M. (1980). *Safety with Lasers and Other Optical Sources*. Springer US, Boston, MA.
- [Stenstrom, 1948] STENSTROM, S. (1948). Investigation of the variation and the correlation of the optical elements of human eyes. *American Journal of Optometry and Archives of American Academy of Optometry*, 25(10):496–504.
- [Stevenson et Roorda, 2005] STEVENSON, S. B. et ROORDA, A. (2005). Correcting for miniature eye movements in high resolution scanning laser ophthalmoscopy. volume 5688, pages 145–151.
- [Stiles et Crawford, 1937] STILES, W. S. et CRAWFORD, B. H. (1937). Luminous Efficiency of Rays entering the Eye Pupil at Different Points. *Nature*, 139(3510):246–246.

- [Tabernero et Artal, 2014] TABERNEIRO, J. et ARTAL, P. (2014). Lens Oscillations in the Human Eye. Implications for Post-Saccadic Suppression of Vision. *PLoS ONE*, 9(4).
- [Terrada *et al.*, 2010] TERRADA, C., HAY, A., GUIGUI, B. et SOUIED, E. (2010). Analyse morphologiques en OCT haute résolution des impacts laser multi-spots "Supra-Scan". *réalités ophtalmologiques*, 177.
- [Thaler *et al.*, 2013] THALER, L., SCHÜTZ, A. C., GOODALE, M. A. et GEGENFURTNER, K. R. (2013). What is the best fixation target ? The effect of target shape on stability of fixational eye movements. *Vision Research*, 76:31–42.
- [Thaung *et al.*, 2009] THAUNG, J., KNUTSSON, P., POPOVIC, Z. et OWNER-PETERSEN, M. (2009). Dual-conjugate adaptive optics for wide-field high-resolution retinal imaging. *Optics Express*, 17(6): 4454.
- [Thibos *et al.*, 2002a] THIBOS, L. N., APPELGATE, R. A., SCHWIEGERLING, J. T., WEBB, R. et VSIA STANDARDS TASKFORCE MEMBERS. VISION SCIENCE AND ITS APPLICATIONS (2002a). Standards for reporting the optical aberrations of eyes. *Journal of Refractive Surgery (Thorofare, N.J. : 1995)*, 18(5):S652–660.
- [Thibos *et al.*, 2002b] THIBOS, L. N., HONG, X., BRADLEY, A. et CHENG, X. (2002b). Statistical variation of aberration structure and image quality in a normal population of healthy eyes. *Journal of the Optical Society of America A*, 19(12):2329.
- [Thibos *et al.*, 1997] THIBOS, L. N., WHEELER, W. et HORNER, D. (1997). Power vectors : an application of Fourier analysis to the description and statistical analysis of refractive error. *Optometry and Vision Science : Official Publication of the American Academy of Optometry*, 74(6):367–375.
- [Thibos *et al.*, 1992] THIBOS, L. N., YE, M., ZHANG, X. et BRADLEY, A. (1992). The chromatic eye : a new reduced-eye model of ocular chromatic aberration in humans. *Applied Optics*, 31(19):3594.
- [van Blokland, 1986] van BLOKLAND, G. J. (1986). Directionality and alignment of the foveal receptors, assessed with light scattered from the human fundus in vivo. *Vision Research*, 26(3):495–500.
- [van de Kraats *et al.*, 1996] van de KRAATS, J., BERENDSCHOT, T. T. J. M. et van NORREN, D. (1996). The Pathways of Light Measured in Fundus Reflectometry. *Vision Research*, 36(15):2229–2247.
- [van de Kraats et van Norren, 2008] van de KRAATS, J. et van NORREN, D. (2008). Directional and nondirectional spectral reflection from the human fovea. *Journal of Biomedical Optics*, 13(2):024010.
- [Viard *et al.*, 2011] VIARD, C., NAKASHIMA, K., LAMORY, B., PÂQUES, M., LEVECQ, X. et CHÂTEAU, N. (2011). Imaging microscopic structures in pathological retinas using a flood-illumination adaptive optics retinal camera. In *Proceedings of SPIE*, volume 7885, pages 788509–788509–10.
- [Wang et Koch, 2003] WANG, L. et KOCH, D. D. (2003). Ocular higher-order aberrations in individuals screened for refractive surgery. *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, 29(10):1896–1903.
- [Williams, 2011] WILLIAMS, D. R. (2011). Imaging single cells in the living retina. *Vision Research*, 51(13):1379–1396.
- [Zawadzki *et al.*, 2005] ZAWADZKI, R. J., JONES, S. M., OLIVIER, S. S., ZHAO, M., BOWER, B. A., IZATT, J. A., CHOI, S., LAUT, S. et WERNER, J. S. (2005). Adaptive-optics optical coherence tomography for high-resolution and high-speed 3d retinal in vivo imaging. *Optics Express*, 13(21):8532.
- [Zhu *et al.*, 2004] ZHU, M., COLLINS, M. J. et ROBERT ISKANDER, D. (2004). Microfluctuations of wavefront aberrations of the eye. *Ophthalmic & Physiological Optics : The Journal of the British College of Ophthalmic Opticians (Optometrists)*, 24(6):562–571.

Vers la conception d'un système d'optique adaptative pour la photocoagulation laser de la rétine

L'impact laser obtenu avec les systèmes actuels de photocoagulation laser de la rétine n'est pas maîtrisé. L'enjeu est d'obtenir un confinement 3D de l'impact laser, c'est-à-dire de contrôler le positionnement et l'extension de l'impact formé dans la rétine, pour éviter de porter atteinte aux couches saines de la rétine. Un tel confinement pourrait être réalisé si l'on disposait d'un système laser plus ouvert et d'un dispositif permettant de corriger en temps réel les aberrations de l'œil.

L'optique adaptative permet une telle correction ; cette technique est utilisée depuis une vingtaine d'années dans le domaine du diagnostic (imagerie de la rétine). Cependant, sa mise en œuvre pour des applications thérapeutiques, telles que la photocoagulation laser, nécessite encore d'en améliorer la robustesse : alors qu'en imagerie il suffit de reprendre une image si la précédente est mauvaise, le confinement de l'impact laser doit être assuré en permanence durant toute la procédure chirurgicale. Le but de la thèse est de guider le développement ultérieur d'un système d'optique adaptative médical visant à assister un système de photocoagulation laser de la rétine.

Le dimensionnement d'un tel système doit s'appuyer sur une solide connaissance des aberrations oculaires. Ainsi, une étude hautement résolue temporellement et spatialement des aberrations dynamiques de l'œil de grande ampleur a été réalisée et de cette étude, des conclusions sur le dimensionnement d'un système d'optique adaptative pour l'œil ont été tirées. Par ailleurs, un banc de test d'optique adaptative haute cadence a été conçu et intégré pour se confronter aux problèmes pratiques que pose la mise en place d'un système d'optique adaptative pour l'œil.

Mots-clés : OPTIQUE ADAPTATIVE ; PHOTOCOAGULATION LASER ; RETINE ; ABERROMÉTRIE

Towards the design of an adaptive optics system for laser photocoagulation of the retina

The laser lesion delivered by current retinal photocoagulation laser systems is not well controlled. The issue is to get a better confinement of the laser lesion that is to control the size of the laser lesion as well as the laser lesion positioning in the retina, in order to prevent any retinal damage. Such a confinement could be reached if the laser system featured a higher numerical aperture and was associated with a real-time correction of the aberrations of the eye.

Adaptive optics gives access to such a correction; this technique has been used for the past twenty years for diagnosis (retinal imaging). However, further work is still to be achieved to improve the robustness of current adaptive optics systems before implementing adaptive optics in therapeutic systems, in particular in retinal laser photocoagulation systems. Indeed, unlike imaging where the acquisition can be repeated as many times as necessary, the confinement of the laser lesion must be maintained over time during the whole laser treatment. In this thesis, we provide guidance for the future design of an adaptive optics system for retinal photocoagulation.

Such a design has to rely on a thorough knowledge of the ocular aberrations to correct. Thus, a highly temporally as well as spatially resolved aberrometry study on a large population was performed and conclusions on the design of an adaptive optics system for the eye were drawn from this study. Besides, a test bench was designed and set up to face the practical problems coming with the implementation of an adaptive optics system for the eye.

Keywords : ADAPTIVE OPTICS ; LASER PHOTOCOAGULATION ; RETINA ; ABERROMETRY